

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

Aline Midori Rodrigues Sato

Projeto de sistema de assento para cadeira de rodas adaptável ao usuário

*São Carlos
2013*

ALINE MIDORI RODRIGUES SATO

Projeto de sistema de assento para cadeira de rodas adaptável ao usuário

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
À Escola de Engenharia de São Carlos, da
Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

São Carlos
2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

S253p Sato, Aline Midori Rodrigues
Projeto de sistema de assento para cadeira de rodas adaptável ao usuário / Aline Midori Rodrigues Sato; orientador Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. São Carlos, 2013.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2013.

1. Transdutor de Força Resistivo. 2. Comorbidades. 3. Sistema Fuzzy. 4. Engenharia de Reabilitação. 5. Úlceras de pressão. 6. Tecnologia Assistiva. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Aline Midori Rodrigues Sato

Título: "Projeto de sistema de assento para cadeira de rodas adaptável ao usuário"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 22 / 11 / 2013,

com NOTA 9,5 (nove , cinco), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)

Profa. Associada Liliane Ventura Schiabel - (SEL/EESC/USP)

Prof. Associado Adilson Gonzaga - (SEL/EESC/USP)

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Homero Schiabel

Sumário

Agradecimentos	10
Resumo	11
Abstract.....	12
1.0 Introdução	13
1.1 Sistema Nervoso	13
1.2 Lesão Medular	18
1.2.1 Escala ASIA (AIS) e habilidades funcionais após a lesão medular	20
1.2.2 Comorbidades	22
1.3 Úlceras de pressão	25
1.4 Engenharia de Reabilitação	30
1.4.1 Definições	30
1.4.2 Atividades principais da Engenharia de Reabilitação	31
1.4.3 Reabilitação de lesados medulares	32
1.4.4 Conjuntos e lógica Fuzzy	33
1.4.5 Fundamentos dos conjuntos Fuzzy	34
1.4.6 Variáveis Linguísticas	35
1.4.7 Operações com variáveis linguísticas	36
1.4.8 Relação fuzzy	36
1.4.9 Composição de relações	37
1.4.10 Inferência Fuzzy ou raciocínio aproximado	38
1.4.11 Controlador Fuzzy	39
2.0 Definição do problema	42
3.0 Materiais e Métodos	43
3.1 Aquisição de dados	43
3.1.1 Sensor de pressão.....	43
3.1.2 Padrões necessários para análise dos dados	47
3.2 Aquisição e tratamento dos dados	50
3.3 Algoritmo de controle.....	55
3.4 Controlador Fuzzy do projeto.....	55
3.4.1 Variáveis linguísticas.....	56
3.4.2 Descrição da variável linguística ‘Pressão’	56
3.4.3 Descrição da variável linguística ‘Tempo’	57
3.4.4 Descrição da variável linguística ‘Saída’	58
4.0 Resultados.....	60
4.1 Testes preliminares com o sensor de pressão	60
4.2 Limites de operação	62
4.3 Teste da aquisição de dados.....	67
4.3.1 Teste com cadeira revestida.....	68

4.3.2	Teste com cadeira de madeira	69
4.4	Processo de inferência	72
4.5	Operação da saída	75
5.0	Conclusão	76
6.0	Referências Bibliográficas.....	77

Lista de Figuras

Figura 1.1. Divisão simplificada da divisão do sistema nervoso.[5]	11
Figura 1.2. Ilustração das subdivisões do encéfalo.[4]	12
Figura 1.3. Ilustração da medula espinhal, regiões e conexão com o encéfalo[1]	13
Figura 1.4. Ilustração dos nervos deixando a medula espinhal e os músculos para os quais eles vão. [6]	14
Figura 1.5. Representação do neurônios. [1]	15
Figura 1.6. Ilustração da bomba de sódio e potássio. [1]	16
Figura 1.7. Representação esquemática dos pontos chaves para teste. [3.....]17	17
Figura 1.8. Representação comparativa da ação da pressão na pele.[14]	24
Figura 1.9. Frequência de ulcerações por local. (Bryant, R.A.) [15]	24
Figura 1.10. Estágio 1 da úlcera de pressão. [6]	25
Figura 1.11. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 1. [16]	25
Figura 1.12. Estágio 2 da úlcera de pressão. [6]	26
Figura 1.13. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 2. [16]	26
Figura 1.14. Estágio 3 da úlcera de pressão. [6]	26
Figura 1.15. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 3. [16]	27
Figura 1.16. Estágio 4 da úlcera de pressão. [6]	27
Figura 1.17. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 4.[16]	27
Figura 1.18. Sequência do tratamento cirúrgico. [26]	28
Figura 1.19 Diferença esquemática entre conjuntos clássicos (a) e conjuntos fuzzy (b).	33
Figura 1.20. Ilustração das características das variáveis lingüísticas. [19]	34
Figura 1.21. Representação geométrica da regra de Modus Ponens. [20]	36
Figura 1.22. Representação geométrica da implicação de Mamdani. (retirado de [20])	37
Figura 1.23. Representação do controlador fuzzy.....	38
Figura 1.24. Representação geométrica do Método do Centro de Área. [20]	39
Figura 3.1. Sensor de pressão utilizado.	41
Figura 3.2. Variação da resistência conforme a pressão é aplicada. [23]	42
Figura 3.3. Representação da camada superior do sensor de pressão.	43
Figura 3.4. Representação da camada inferior do sensor de pressão.	44
Figura 3.5. Relação dos contatos do eletrodo (1,1) da camada superior com os eletrodos (1,1,1), (1,1,2), (1,1,3) e (1,1,4)	45
Figura 3.6. Referências para medidas antropométricas de um indivíduo do sexo feminino. [25]	46
Figura 3.7. Referências para medidas antropométricas de um indivíduo do sexo masculino. [25]	48
Figura 3.8. Circuito de conversão resistência-tensão.....	49
Figura 3.9.a. Diagrama de blocos da conexão dos multiplexadores e da interface com LabVIEW com o sensor.	50
Figura 3.9.b. Disposição da conexão nos sensores	51

Figura 3.10. Tempo de seleção do canal 0.	52
Figura 3.11. Programa no LabVIEW para aquisição das entradas analógicas e digitais.	52
Figura 3.12. Ilustração da variável lingüística pressão	55
Figura 3.13. Ilustração da variável lingüística tempo	56
Figura 3.14. Ilustração da variável lingüística saída.....	57
Figura 4.1. Discos de metal utilizados para verificar o funcionamento do sensor.....	59
Figura 4.2. Circuito montado para se determinar a faixa de resposta do sensor.....	60
Figura 4.3. Determinação da faixa de operação do sensor.....	61
Figura 4.4. Pressão permitida contra tempo de aplicação em tecidos com proeminências ósseas.[28]	62
Figura 4.5. Áreas de pressão mapeadas por sensores.[12]	61
Figura 4.6. Diferença na distribuição da pressão quando se usa apoio para pés(d) e quando não se usa(c). [12]	62
Figura 4.7. Posicionamento do sensor na cadeira para o teste	66
Figura 4.8.a. Pressões aplicadas na cadeira revestida	70
Figura 4.8.b. Pressões aplicadas na cadeira de madeira.	70
Figura 4.9. Vizualização das regras ativadas do controlador Fuzzy fornecidas pelo toolbox do Matlab	72

Lista de Tabelas

Tabela 1.1. Habilidades funcionais de acordo com o nível da lesão. [6]	20
Tabela 3.1. Pesos médios dos segmentos do cadáver masculino e relação com peso total do corpo.	37
Tabela 3.2. Legenda da figura 3.6.	38
Tabela 3.3. Legenda da figura 3.7.	39
Tabela 4.1. Incremento de massa sobre o sensor e valor de resistência associado	57
Tabela 4.2. Valores de pressão aplicada por pessoas idosas em diversas posições	60
Tabela 4.3. Valores de pressão obtidos para cadeira de revestida em mmHg.....	64
Tabela 4.4. Valores de pressão obtidos para cadeira de madeira em mmHg	65
Tabela 4.5. Conjunto de regras	69
Tabela 4.6. Valores de saída do controlador Fuzzy	71

Agradecimentos

Agradeço minha família pelo grande apoio e dedicação, pela educação e base para que eu pudesse efetuar meus estudos de modo coerente e responsável. Agradeço minha mãe por suas palavras de conforto nos momentos de necessidade e seu orgulho nos momentos de êxito.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., pela oportunidade de trabalhar em seu laboratório, aprendendo cada dia mais. Agradeço pelos conselhos, orientações e broncas, que me fizeram crescer e continuar trabalhando.

Agradeço ao querido amigo Dr. Renato Varoto, pelas orientações, auxílio no laboratório e os muitos conselhos e palavras amigas nos três anos que estive trabalhando com ele.

Agradeço aos meus professores pelos ensinamentos passados, paciência e experiência, que, de uma forma ou de outra, tiveram impacto em minha vida.

Resumo

O problema em foco é o aparecimento de úlceras de pressão, que são lesões ocasionadas por diversos fatores, dentre eles, a pressão dos ossos sobre tecido mole. Portanto, com base em resultados presentes na literatura, foi possível realizar um mapeamento de regiões críticas, após o desenvolvimento de um equipamento que realiza o mapeamento da pressão quando o indivíduo está sentado.

Com o auxílio dos princípios de Tecnologia Assistiva, foram analisadas as variáveis presentes no processo, ou seja, pontos de pressão, posicionamento do usuário e tempo de uso, que são provavelmente responsáveis pelo surgimento das úlceras de pressão. Tabelas que fornecem dados antropométricos e de massa foram utilizadas para o início da análise do sensor, sendo este um filme resistivo maleável e sensível à força, que se adapta à anatomia do usuário. Assim, foi possível realizar a aquisição de dados e análise dos pontos de pressão e, com o uso de lógica fuzzy, decidir se estes pontos são críticos. A indicação de pontos de pressão será útil na implementação final do dispositivo, em trabalho futuro, que consistirá da adequação da superfície de interface (almofada) se a pressão for crítica.

Palavras Chaves: Úlceras de pressão, Tecnologia Assistiva, Sistema Fuzzy, Transdutor de Força Resistivo, Engenharia de Reabilitação, Comorbidades.

Abstract

The problem in focus is the development of pressure sores , are lesions caused by many factors, among them , the pressure on the soft tissue of the bones . Therefore, based on the results found in the literature , it was possible to perform the mapping of critical regions after development of a device which performs mapping of pressure when the person is sitting .

With the help of the principles of Assistive Technology, these variables were analyzed in the process , ie, pressure points , user positioning and length of use, which are probably responsible for the appearance of pressure sores . Tables providing anthropometric data and mass were used for the start of the analysis sensor, which is a soft and sensitive film resistive force that adapts to the anatomy of the user. Thus, it was possible to perform data acquisition and analysis of pressure points and , with the use of fuzzy logic to decide whether these points are critical . The indication of pressure points will be useful in the final implementation of the device , in future work , which will consist of the adequacy of the interface surface (pad) if pressure is critical .

Key Words : Pressure sores, Assistive Technology , Fuzzy System , Force Transducer Resistive , Rehabilitation Engineering , Comorbidities .

1.0 Introdução

Este capítulo tem como objetivo situar o leitor com relação aos aspectos médicos na análise do surgimento e da prevenção das úlceras de pressão. Ela apresenta alguns itens explicativos, dotados de termos médicos básicos não muito aprofundados. Para maior detalhamento, sugere-se a leitura de livros da área, alguns dos quais, presentes na bibliografia. Além disso, situa o leitor no ambiente da engenharia de reabilitação, fazendo um apanhado geral de dificuldades, procedimentos e resultados esperados.

1.1 Sistema Nervoso

O corpo humano reage a estímulos tanto internos como externos. O mecanismo para que essa resposta ocorra é controlado pelo sistema nervoso. A informação é processada e a resposta enviada. O sistema nervoso também é responsável por regular os órgãos do corpo. Dessa forma, a homeostase pode ser atingida com o mínimo de distúrbio para as funções do corpo. Os sinais que são conduzidos ao longo do sistema nervoso são resultados de estímulos elétricos, e se comunicam com outro tecido do corpo através dos neurotransmissores. [1]

O sistema nervoso é dividido em dois setores, sistemas, que se comunicam entre si com o intuito de alcançar um estado estacionário global para o corpo. Esses dois sistemas são denominados Central e Periférico. Uma representação simplificada do sistema nervoso está apresentada na figura 1.1.

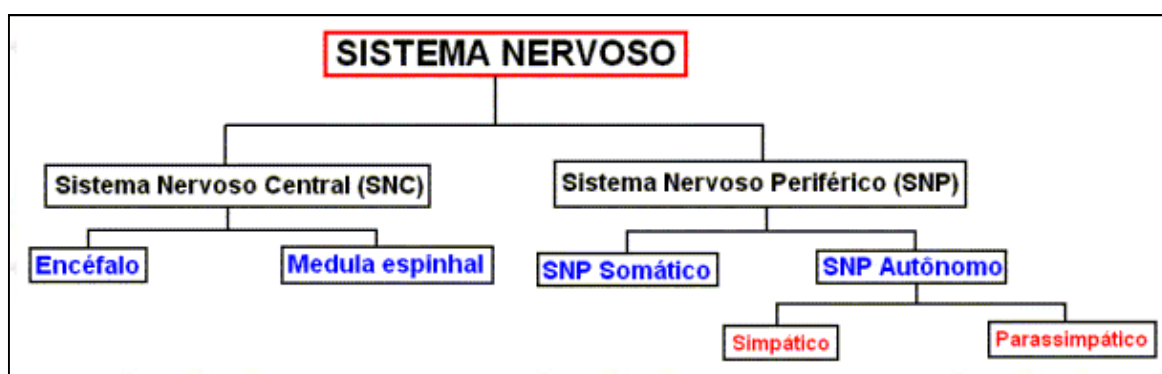


Figura 1.1. Divisão simplificada da divisão do sistema nervoso.[5]

O Sistema Nervoso Central é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal e pode ser visto como a central de processamento do sistema nervoso. O sistema nervoso periférico consiste de células nervosas (gânglios) e suas fibras que emergem do cérebro e da medula espinhal, com o intuito de se comunicar com o resto do corpo. Há dois tipos de células nervosas no sistema nervoso periférico:

- a) Células aferentes, ou sensoriais, que conduzem o estímulo nervoso dos receptores sensoriais do corpo ao sistema nervoso central.
- b) Células eferentes, ou células nervosas motoras, que conduzem informação do sistema nervoso central aos efetores; estes incluem músculos e órgãos. [1] Conduzem a informação do cérebro aos músculos e a alguns

órgãos, ajudando a coordenar seu funcionamento. [3]

O encéfalo é o ponto mais alto do sistema nervoso central. Está dividido em quatro partes principais: Tronco Cerebral, Cerebelo, Cérebro e Diencefalo. Cada qual está designado a uma função específica do corpo humano. O tronco cerebral conecta a medula espinhal com as estruturas encefálicas superiores [4], o que ajuda a controlar a frequência cardíaca e respiratória, pressão sanguínea e está envolvido com audição, paladar e outros sentidos [1]. O cerebelo está designado à coordenação, equilíbrio e movimento, e a movimentação, sendo assim, sua função é exclusivamente motora e este trabalha em nível involuntário e inconsciente [4]. O cérebro é designado aos movimentos voluntários e atividades mentais coordenadas. O diencefalo conecta o mesencéfalo (envolvido em funções como visão, audição e movimento dos olhos [5]) com os hemisférios cerebrais (esquerdo – que controla os movimentos do lado direito e habilidades matemáticas e lógicas - e direito – que controla os movimentos do lado esquerdo do corpo e as habilidades artísticas [4]). Em sua área há o controle de toda a informação dos sentidos, com a exceção do olfato, e retransmite essa informação para o encéfalo. Outras regiões do diencefalo controlam temperatura corporal, balanço hídrico, ingestão de alimentos e respostas comportamentais relacionadas a emoções. [1]. A figura 1.2 ilustra as divisões do encéfalo citadas, mostrando o diencefalo como parte do cérebro.

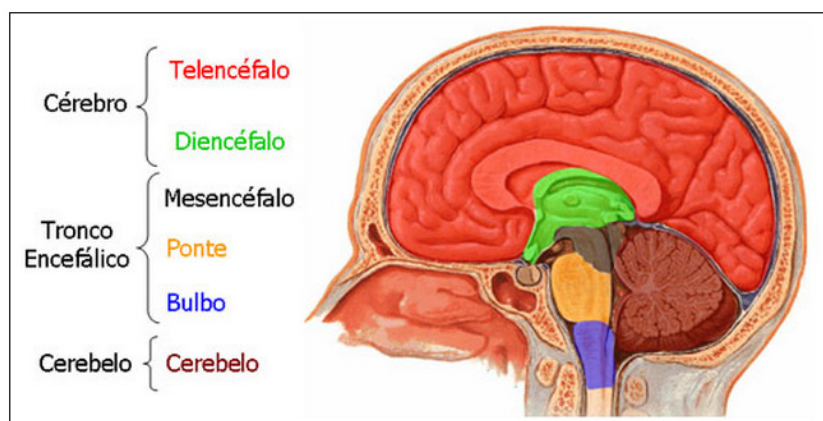


Figura 1.2. Ilustração das subdivisões do encéfalo.[4]

O cérebro é protegido pela caixa craniana, está imerso em uma substância denominada Flúido Cerebroespinhal, ou Líquido Cefalorraquidiano, e está envolto em três camadas de tecido denominadas Meninges. Além disso, o cérebro está protegido de danos que podem ser causados por componentes químicos, pois as substâncias somente alcançam o cérebro se passarem pela barreira hematoencefálica. Os capilares presentes no cérebro são bastante impermeáveis e impedem que as substâncias tóxicas o atinjam. Sem esta proteção, os neurônios seriam facilmente danificados. [1]

O cérebro é conectado à medula espinhal por meio do tronco cerebral. A medula espinhal se estende desde a caixa craniana até acima do *sacrum* (*tailbone*). A figura 1.3 ilustra as regiões da medula espinhal. Assim como o encéfalo, a medula espinhal é banhada pelo flúido cerebroespinhal, ambos contidos pela dura-máter, a mais externa das três meninges. Todas essas estruturas são internas à Coluna Vertebral, que tem a incumbência de protegê-las. A coluna vertebral é constituída de vértebras individuais que são separadas uma das outras pelos

discos intervertebrais, com a função de absorver impactos da coluna. Cada vértebra tem um canal para cada nervo espinhal, que pode deixar a coluna vertebral e se tornar um nervo periférico. Estes nervos transmitem a informação, a qual pode tanto ser enviada ao sistema nervoso superior, o encéfalo, para interpretação e ação, quanto enviada à raiz ventral para iniciar a resposta. [1]

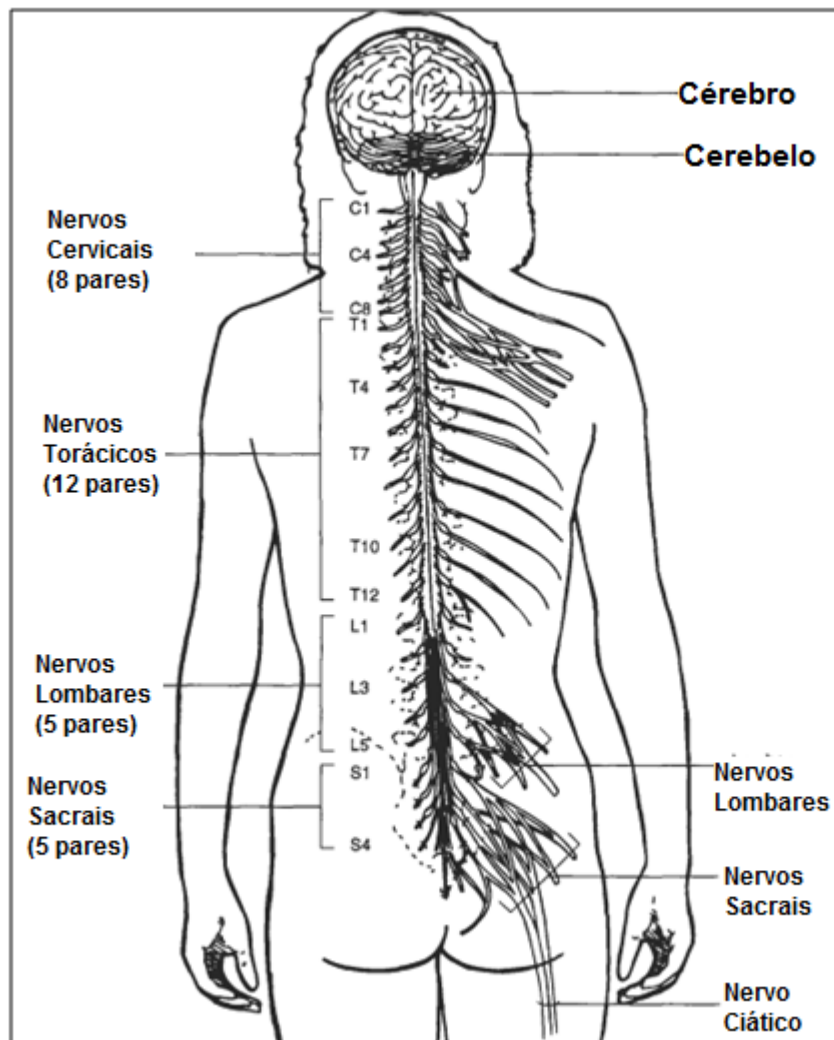


Figura 1.3. Ilustração da medula espinhal, regiões e conexão com o encéfalo[1]

Os nervos emergem ao longo da medula espinhal, para conduzir estímulos para a pele, músculos e órgãos. Há dois tipos de nervos, motores e sensoriais. Estes nervos são numerados de cima para baixo, conforme é mostrado na figura 1.4. [6]

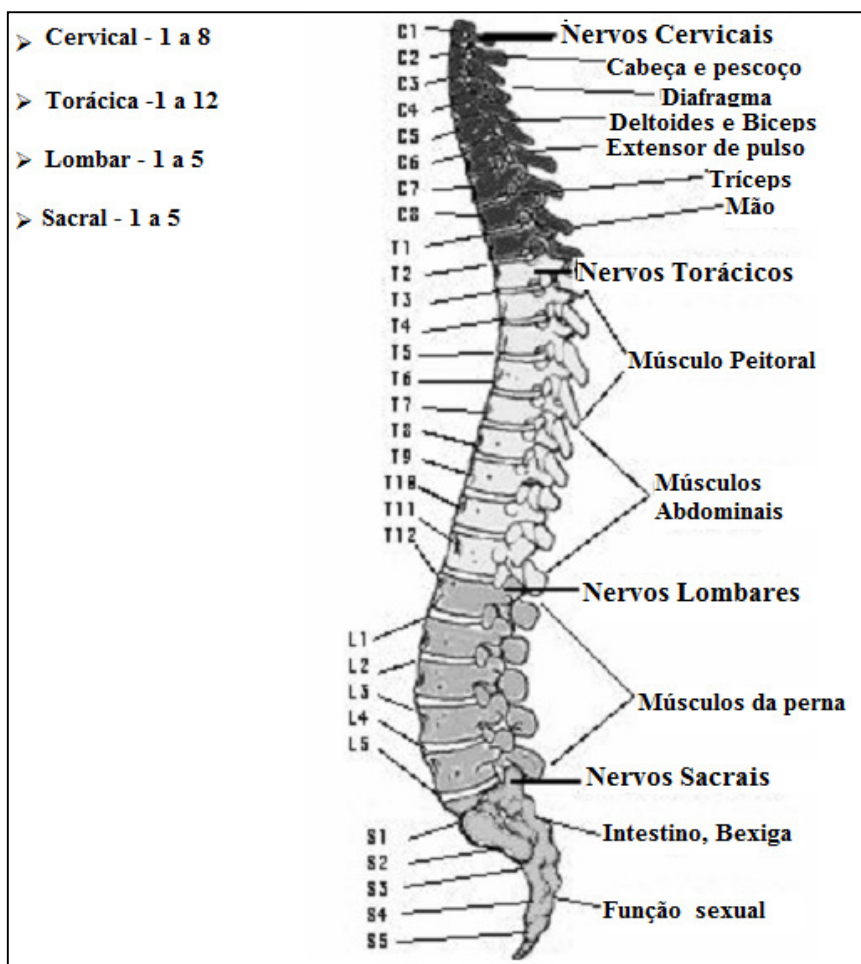


Figura 1.4. Ilustração dos nervos deixando a medula espinhal e os músculos para os quais eles vão. [6]

Cada nervo vai, então, para uma parte específica do corpo a fim de atender as necessidades motoras e sensoriais. A medula espinhal contém tratos espinhais orientados longitudinalmente (substância branca) envolvendo áreas centrais (matéria cinzenta), nas quais a maioria dos corpos celulares neurais está localizada. A matéria cinzenta é organizada em segmentos que compreendem os neurônios motores e sensoriais. Axônios dos neurônios sensoriais deixam a medula espinhal, ao passo que axônios dos neurônios motores deixam a medula espinhal através dos nervos segmentados. [3].

Na coluna cervical, há oito pares de raízes nervosas. As raízes cervicais de C1-C8 são nomeadas de acordo com as vértebras abaixo das quais elas saem (ou seja, por exemplo, C1 sai logo acima da vértebra C1, sendo que C8 está entre as vértebras C7 e T1, não há vértebra C8). A coluna torácica tem doze pares de raízes distintas de nervos e a lombar consiste de cinco pares de raízes nervosas que são nomeadas de acordo com as vértebras acima das quais elas emergem. O sacro consiste de cinco seções embrionárias que se fundiram à estrutura óssea com cinco pares de raízes nervosas distintas que saem através dos forames sacrais. A medula espinhal em si termina aproximadamente no nível vertebral L1-2. Cada raiz que recebe informações sensoriais que vem da pele é chamada dermatomo. Similarmente, cada raiz que enerva um conjunto de músculo é denominada miótomo. Enquanto que um dermatomo representa uma área discreta da pele, a maioria das raízes enerva diversos músculos. [3]

O sistema nervoso contém milhões de células nervosas, denominadas Neurônios, que são células

especializadas em permitir a transmissão dos impulsos de uma parte do corpo a outra, através do sistema nervoso. Neurônios possuem duas propriedades: a excitabilidade, habilidade de responder a estímulos, e a habilidade de conduzir o sinal. Um diagrama do neurônio está apresentado na figura 1.5.

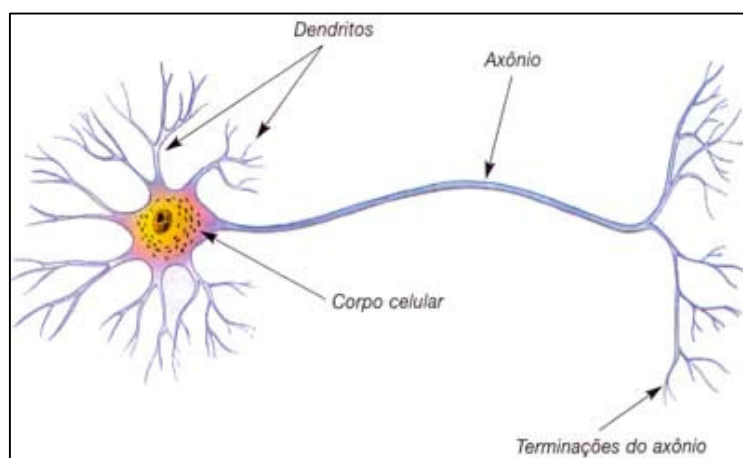


Figura 1.5. Representação do neurônios. [1]

Conforme figura 1.5, Dendritos conduzem o estímulo elétrico através do Corpo Celular. O Axônio transmite a informação do corpo celular a outro tecido nervoso. Alguns neurônios possuem um revestimento denominado Bainha de Mielina. A Bainha de Mielina é segmentada e interrompida em intervalos regulares por lacunas denominadas Nós Neurofibrósos. Os intervalos têm a função de transmitir os impulsos ao longo do axônio, o que é possível por meio dos neurotransmissores. Fibras nervosas amielínicas são encontradas no sistema nervoso periférico e conduzem o estímulo em uma menor velocidade. [1]

A informação é transmitida nos neurônios por meio de impulsos elétricos e esses, como na maioria das células, ocorrem devido a diferença de potencial na parede celular. Desse modo, um neurônio em repouso possui o interior do axônio negativamente carregado com relação ao exterior, diferença entre a concentração de sódio e de potássio no interior e exterior da célula. Normalmente, o potencial de repouso da membrana é de -70mV. [1]

A membrana plasmática é praticamente impermeável ao sódio, impedindo que este se mova a favor de seu gradiente de concentração (de dentro para fora) e muito permeável ao potássio, havendo então um transporte passivo [5]. Quando ocorre a bomba de sódio e potássio, com energia vinda do ATP (Adenosina Trifosfato), há o transporte de três íons de sódio para fora da célula a cada dois íons de potássio que entra na célula. Adicionalmente à bomba de sódio e potássio está a permeabilidade seletiva da membrana a sódio e potássio através do canal que é aberto quando há mudança na diferença de potencial próxima ao canal, que é denominado Canal Iônico. [1]

O processo de condução difere levemente entre fibras mielinizadas e fibras amielinizadas, sendo que para estas últimas é necessário um estímulo forte o suficiente para iniciar a condução. A abertura dos canais iônicos inicia um processo denominado Despolarização. Uma vez que a área do axônio está despolarizada, estimula as regiões adjacentes e o potencial de ação percorre o axônio. Após a despolarização, o equilíbrio entre sódio e potássio intra e extracelular é restaurado, o que é denominado Repolarização. Uma ilustração da bomba de sódio

e potássio está apresentada na figura 1.6. [1]

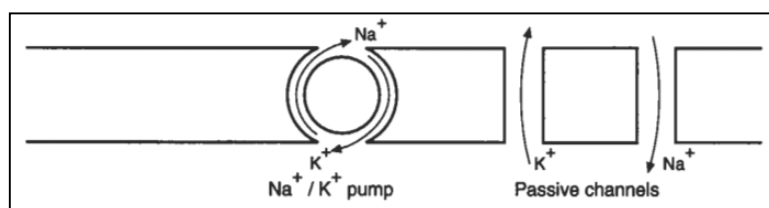


Figura 1.6. Ilustração da bomba de sódio e potássio. [1]

Em respostas aos impulsos nervosos ocorre, de cima para baixo na medula espinhal, uma resposta automática denominada reflexo. Quando o indivíduo sofre lesão medular, este fica bastante prejudicado, e esta perda de reflexo auxilia na caracterização da lesão.

1.2 Lesão Medular

A lesão medular afeta a condução dos sinais motores e sensoriais na região da lesão, bem como o sistema nervoso autônomo (que é responsável por manter a homeostase corpórea, sem esforço consciente [1]). Analisando-se sistematicamente os miótomos e os dermatomos, é possível determinar os segmentos da medula afetados pela lesão medular.

Tetraplegia é o termo que caracteriza dano ou perda das funções sensoriais e/ou motoras nos segmentos cervicais da medula devido aos danos nos elementos neurais da mesma. A tetraplegia prejudica as funções dos braços, troncos, pernas e órgãos pélvicos, isto é, inclui as quatro extremidades, não incluindo lesões no plexo braquial ou lesões em nervos periféricos fora do canal neural.

Paraplegia é o termo que caracteriza dano ou perda das funções sensoriais e/ou motoras nos segmentos da região torácica, lombar ou sacral da medula espinhal. Com a paraplegia, a funcionalidade do braço é poupada, mas, dependendo do nível da lesão, o tronco, pernas e órgãos pélvicos podem estar envolvidos. Esse termo é utilizado em lesões na cauda equina e no conus medullaris, mas não às lesões no plexo lombossacral ou a lesões em nervos periféricos externos ao canal. [3]

O nível sensorial é determinado quando se executa um exame dos principais pontos sensoriais em cada um dos 28 dermatomos de cada lado do corpo (direito e esquerdo) e é o mais baixo, normalmente o dermatomo enervado para ambos os lados para o teste. O nível motor é determinado examinando a função muscular principal dentro de cada um dos 10 miótomos de cada lado do corpo, e é definido pela função do músculo chave mais baixo que tem um grau muscular de pelo menos 3, fornecendo as funções musculares principais representadas por segmentos acima desse nível, que são julgadas intacta (com o grau muscular 5), cujos resultados podem ser diferentes na parte esquerda e na direita do corpo. Por convenção, quando a função do músculo tem pelo menos um grau muscular 3, considera-se ter inervação intacta pelo mais rostral dos segmentos que inervam.

O nível neurológico da lesão se refere à porção mais baixa do segmento da medula espinhal com sensibilidade normal e função motora antigravitacional em ambos os lados do corpo, desde que haja função

Lesão incompleta é o termo usado quando há preservação de qualquer função sensorial e/ou motora abaixo do nível neurológico, que incluem os segmentos sacrais mais baixos (S4-S5), isto é, há *sacral sparing* ou preservação sacral. Preservação sacral sensorial inclui a sensibilidade (intacta ou parcial) da junção mucocutânea anal (S4-5 dermatômo), de um ou dos dois lados para os testes de sensibilidade, dor e tato leve, ou pressão anal profunda (DAP), que é o exame realizado por meio da inserção do dedo indicador, aplicando-se uma ligeira pressão na parede ano-retal (inervados pelos componentes somatossensoriais do nervo pudendo S4/5). Alternativamente, a pressão pode ser aplicada usando o polegar para apertar suavemente o ânus contra o dedo indicador inserido. Pressão constante percebida é classificada como presente ou ausente. Qualquer sensação de pressão reprodutível sentida na área anal durante esta parte do exame significa que o paciente tem uma lesão sensorial incompleta. Preservação sacral motora inclui a presença de contração voluntária do esfíncter anal externo ao exame de toque retal. A lesão incompleta é caracterizada quando há ausência da preservação sacral. [3]

1.2.1 Escala ASIA (AIS) e habilidades funcionais após a lesão medular

A escala ASIA, ou AIS - *ASIA Impairment Scale* - a seguir é usada na determinação do grau do dano na medula (Escala de Frankel modificada).

- **A = Completa.** Não são observadas as funções motoras ou sensoriais nos segmentos sacrais S4-S5.
 - **B = Sensorial Incompleta.** Preservação de alguma sensibilidade, mas não das funções motoras abaixo do nível neurológico e inclui os seguimentos sacrais S4-S5 e nenhuma função motora é preservada mais de três níveis abaixo do nível motor em cada lado do corpo.
 - **C = Motora Incompleta.** A função motora é preservada abaixo do nível neurológico* e mais da metade dos músculos-chave abaixo do nível de uma única lesão tem um grau muscular menor que 3.
 - **D = Motora Incompleta.** A função motora é preservada abaixo do nível neurológico* e pelo menos metade dos músculos-chave abaixo do nível de uma única lesão tem um grau muscular maior que 3.
 - **E = Normal.** Se as funções sensoriais e motoras testadas são graduadas como normais em todos os segmentos, o paciente possuía *deficits* anteriores (mas pode ter alguma disfunção do intestino, bexiga ou sexual e podem ser vistos no ambulatório).
- [6]).

Indivíduos que não possuem lesão medular, não possuem classificação na escala ASIA.

* Para que um indivíduo recebe um grau C ou D, ou seja, o status motor incompleto, eles devem ter (1) contração do esfíncter anal voluntário ou (2) preservação sacral sensorial (no S4 / 5 ou DAP), com preservação da função motora mais de três níveis abaixo do nível do motor para aquele lado do corpo. [3]

As habilidades funcionais variam de acordo com o nível e a natureza da lesão. Frequentemente há variação entre indivíduos que tem níveis de lesão parecidos por motivos variados, como gravidade da lesão, idade,

espasticidade, entre outros. A tabela 1.1 mostra as habilidades funcionais de acordo com o nível da lesão. [6]

Tabela 1.1. Habilidades funcionais de acordo com o nível da lesão. [6]

Nível da lesão medular	Habilidades funcionais (Baseadas na lesão completa)
C1-3	Respiração assistida (com ventilador). Uso de cadeira de rodas motorizada com controle de cabeça. Uso de voz ativado por computador. Sistemas de controle ambientais usados para operar os aparelhos, por exemplo, TV, estéreo.
C4	Respiração independente. Uso de cadeira de rodas motorizada com controle de cabeça.
C5	Uso de cadeira de rodas motorizada com controle de mão e cadeira de rodas manual em superfícies de terra plana. Independente na maioria dos aspectos da higiene, comer e beber, escrever, escrever e usar o computador com a ajuda de talas / dispositivos. Usando uma pulseira de sobrecarga pode ajudar com a rolar na cama.
C6	Uso de cadeira de rodas manual. Transferência de e para a cama com ou sem placa de slide, possivelmente com ajuda. Mobilidade independente na cama. Uma maior independência com cuidados pessoais, incluindo a gestão da bexiga, a maioria dos aspectos de tomar banho e se vestir e gestão de cuidados de intestino com o dispositivo. Preparação básica de alimentos Pode atingir a condução utilizando controles manuais.
C7	Independência nas transferências dentro e para fora do carro. Independência com cuidados pessoais (como mencionado acima) com curativos e adaptações. Preparação básica de alimentos Condução utilizando controle manual possivelmente incluindo o levantamento de cadeira de rodas dentro e fora do carro.
C8	Transferências independentes, possivelmente incluindo chão para cadeira de rodas. Cuidados pessoais independentes, incluindo botões de gestão e cadarços. Gestão do cuidado do intestino com ou sem utilização de uma ajuda. Independência com comida e bebida de preparação e algumas tarefas domésticas. Condução, incluindo o levantamento de cadeira de rodas dentro e fora do carro.
T1-6	Transferências avançadas: cadeira de rodas para o chão e voltar. Gerenciando cadeira de rodas para subir e descer calçadas, degraus, escadas rolantes. Posição terapêutica entre barras com talas nas pernas. Independente em todos os aspectos de cuidados pessoais e as atividades mais domésticas. Transferências independentes, possivelmente incluindo chão para cadeira de rodas.
T6 - L2	Transferências independentes, incluindo piso para cadeira de rodas. Melhoria da estabilidade de tronco e equilíbrio. Habilidades avançadas de cadeira de rodas. Caminhadas terapêuticas com aparelho nas pernas longas e muletas.
L3 – S1	Uso crescente das pernas e, portanto, caminhada com quantidades variadas de apoio externo.
S2 – 5	Marcha normal. Aumento do controle voluntário sobre a bexiga, intestino e funções sexuais.

1.2.2 Comorbidades

Comorbidade, também chamada de complicações médicas ou lesões associadas, tem sua definição formal como sendo a presença simultânea de duas ou mais doenças diagnosticadas clinicamente no mesmo indivíduo, com o diagnóstico de cada uma contribuindo para a condição, com base em critérios estabelecidos [7]. Assim, diferenciar a natureza das condições é fundamental para a conceituação de comorbidade [8].

A coexistência de duas ou mais doenças no mesmo indivíduo levanta duas grandes questões clínicas: se há uma via comum subjacente etiológica e/ou o qual é seu impacto sobre cuidados clínicos [8]. No caso da lesão medular, há algumas lesões ou complicações associadas que são esperadas, devido à grande alteração da homeostase corpórea e às lesões secundárias que aparecerão conforme a lesão progride da fase aguda (choque medular) à fase crônica.

As complicações pulmonares, incluindo atelectasia (mais comum), pneumonia, insuficiência respiratória, complicações pleurais, e embolia pulmonar (PE), são as principais causas de morte de pessoas após a lesão medular. A lesão pode afetar os pulmões, parede torácica e vias aéreas, sendo o nível de comprometimento diretamente ligado ao nível neurológico da lesão e do grau de comprometimento motor. O perfil de função pulmonar de pessoas com tetraplegia e paraplegia crônica alta revela diminuição dos volumes pulmonares e diminuição da complacência (capacidade do pulmão se expandir) da parede torácica, como resultado da restrição provocada pela fraqueza dos músculos respiratórios, assim como a hiper-reatividade das vias aéreas.

Pessoas com um nível neurológico C2 ou superior com lesão medular completa, geralmente não têm função diafragmática e necessitam de ventilação mecânica ou estimulação diafragmática. Pessoas com uma lesão completa C3 ou C4 tem fraqueza diafragmática grave e geralmente necessitam de ventilação mecânica, pelo menos temporariamente. Pessoas com uma lesão completa C5-C8 geralmente são capazes de manter a respiração independente, mas por causa da perda de inervação dos músculos intercostais e abdominais, permanecem em alto risco de complicações pulmonares. Este risco de complicações pulmonares também está presente para aqueles com lesão completa, embora em menor grau, dependendo da extensão segmentar da perda de enervação. [9]

A hipotensão ortostática normalmente ocorre quando o indivíduo com uma lesão medular aguda é mobilizado da cama, para a posição deitado ou de pé. É definida como a queda brusca da pressão arterial (PA) sistólica em pelo menos 20mmHg ou da PA diastólica em pelo menos 10 mmHg a 3 minutos em pé ou 60 graus sobre uma mesa de inclinação. Os sintomas associados incluem tonturas, vertigens, zumbidos dos ouvidos, fadiga, taquicardia e, às vezes síncope, com a possibilidade de durar várias semanas a meses, retardando o processo de reabilitação já que o paciente necessita de tempo para se aclimatar para a posição vertical. Hipotensão ortostática ocorre mais frequentemente em pessoas com nível cervical ou lesões neurológicas completas. Quando se prolonga o repouso no leito, o grau de ortostase tende a ser mais graves. A hipotensão ortostática se intensifica após a exposição a ambientes quentes, comer, defecação e rápido esvaziamento da bexiga. [9]

Ortostase é causada pelo acúmulo de sangue venoso nos vasos e esplâncnica no abdômen após mudanças de posição. A carótida e barorreceptores aórticos percebem a queda da PA e reduzem impulsos tônicos que viajam através dos nervos vago e glossofaríngeo para a medula. O centro de controle vasomotor medular estimula o

sistema nervoso simpático a liberar noradrenalina e adrenalina, que provoca a vasoconstrição dos vasos para compensar o refluxo venoso (acúmulo de sangue). Em indivíduos com lesão acima de T6, as vias eferentes para os vasos esplâncnicos são interrompidas e a resposta simpática é diminuída. Além disso, a liberação de catecolaminas no plasma é significativamente diminuída em pessoas com tetraplegia, com mudanças na posição. [9]

A disreflexia autonômica (AD), também conhecido como hiperreflexia autônoma medular e hipertensão paroxística, é um composto de sintomas, sendo o mais notável um aumento súbito da pressão arterial, visto em pessoas com lesão medular devido à disfunção autonômica (alterações funcionais ou orgânicas em um ou em ambos os componentes do sistema nervoso autônomo). Ela é restrita àquelas com lesões em ou acima de T6, embora os pacientes com lesões abaixo de T8 foram relatados. Os indivíduos que possuem lesão completa e em níveis mais elevados de lesão são aptos a ter sintomas mais graves. A incidência em pacientes suscetíveis varia entre 48% a 90%, mas raramente se apresenta no primeiro mês após a lesão, e quase todos os pacientes irão desenvolver AD dentro do primeiro ano.[9]

AD é provocada por um estímulo nocivo abaixo do nível da lesão. A fonte mais comum é o da bexiga, devido hiperdistensão ou infecção, seguida de compactação fecal. Outras causas incluem úlceras de pressão, unhas encravadas, emergências abdominais, fraturas e de posicionamento do corpo. No caso feminino, o AD pode ocorrer durante o trabalho de parto. O estímulo viaja através dos nervos periféricos para a medula espinhal e uma vez que sobe no trato espinotalâmico e colunas dorsais, neurônios simpáticos nas colunas de células intermediolaterais são estimulados. Vasos esplâncnicos, que são inervadas por nervos provenientes T5-L2, contraem em resposta à liberação de dopamina, norepinefrina e dopamina β -hidroxilase e aumentam a pressão arterial. A hipertensão da AD é definida como um aumento de 20 a 40 mmHg acima da linha base. Os sintomas incluem dor de cabeça, suor e rubor acima do nível da lesão. [9]

Os sinais e sintomas refletem a sobrecarga simpática e consequente reação compensatória mediada pelo sistema nervoso parassimpático. A descarga simpática provoca hipertensão e piloereção. A resposta parassimpática provoca constrição pupilar, dor de cabeça, congestão nasal, transpiração profusa acima do nível da lesão, e bradicardia. Sintomas mais graves e até mesmo fatais podem ocorrer, incluindo arritmias cardíacas, convulsões, hemorragia intracraniana, edema pulmonar e infarto do miocárdio.[9]

Com relação à hipercalcemia por imobilização, após a imobilização aguda, a calciúria (cálcio na urina) aumenta dentro de 2 semanas, atingindo um máximo entre 1 a 6 meses após a lesão. Assim, a hipercalcemia pode ocorrer após a lesão medular quando a reabsorção óssea está aumentada em associação com uma diminuição da excreção fracional de cálcio pelos rins. Fatores de risco para o desenvolvimento de hipercalcemia incluem múltiplas fraturas, idade menor de 18 anos (por causa da alta taxa de renovação óssea), sexo masculino, lesão de alto nível, lesão neurológica completa, imobilização prolongada e desidratação. A ingestão de uma dieta rica em cálcio não aumenta tanto a concentração de cálcio na urina. [9]

Os sintomas de hipercalcemia por imobilização normalmente aparecem entre 1 a 2 meses após a lesão, mas pode ocorrer até 6 meses depois. Estes geralmente incluem início agudo de náuseas, vômitos, anorexia, letargia, polidipsia (sensação de sede excessiva), poliúria (aumento do volume urinário), ou desidratação. [9]

A ossificação heterotópica (OH) é a formação de osso lamelar dentro do tecido mole em torno de uma articulação. É normalmente encontrado nos primeiros 6 meses após a lesão. Casos podem ocorrer com mais de 1

ano e são geralmente associados com uma úlcera de pressão recém desenvolvida ou fratura. Embora a maioria dos casos seja apenas visualizada em radiografia e não é clinicamente relevante, aproximadamente 20% irão apresentar-se com uma limitação clínica da amplitude de movimento (ADM), com até 8% progredindo para anquilose (rigidez de uma articulação). Juntas apenas abaixo do NLI desenvolverão osso heterotópico, com a localização mais comum sendo os quadris (aspecto anteromedial), seguido dos joelhos e ombros. Além de uma redução inicial na ADM, a articulação pode parecer quente e inchada e deve, portanto, ser diferenciada de uma articulação séptica, celulite, fraturas e artrite inflamatória. O paciente pode também apresentar dor, mal-estar, febre baixa e um aumento da espasticidade. Em casos graves, as estruturas neurovasculares adjacentes podem ser comprometidas conduzindo a dilatação da extremidade distal e a compressão do nervo. [9]

Os distúrbios tromboembólicos, que incluem trombose venosa profunda (TVP) e a embolia pulmonar (PE), são complicações médicas comuns após a lesão medular. O desenvolvimento da TVP é baixo nas primeiras 72 horas, e ocorre com maior frequência durante as primeiras 2 semanas (cerca de 80% dos casos) após a lesão. PE tem sido relatada em aproximadamente 5% dos pacientes, e é a terceira causa principal de morte em todos os pacientes com lesão medular durante primeiro ano. Relatórios recentes mostram que a incidência está diminuindo, possivelmente devido à profilaxia mais eficaz, bem como técnicas de diagnóstico mais precisas. [9]

A alta incidência de TVP/PE em indivíduos com lesão medular está relacionada com a *Tríade de Virchow*, que inclui estase venosa (diminuição da velocidade da circulação sanguínea), lesão intimal (lesão na parede da artéria) e hipercoagulabilidade; que são todas sequelas de lesão neurológica aguda. Existe um risco maior de trombose venosa profunda em homens e em pessoas com lesões motoras completas. O grau ou nível de lesão não influencia o risco de desenvolvimento de um PE. A idade avançada é um fator no desenvolvimento do PE, mas não para TVP. Os sinais clínicos de um TVP podem incluir edema unilateral, febre de baixo grau e dor em um paciente com uma lesão incompleta. [9]

Em relação à termorregulação, quando a temperatura central do corpo está baixa e requer um ajuste, o hipotálamo, que regula a temperatura do corpo, calafrios e vasoconstricção, é empregado para aumentar a temperatura. Da mesma forma, a sudorese e a vasodilatação diminuem a temperatura por meio do aumento da perda de calor. Depois da lesão medular acima do nível de T6, a capacidade do hipotálamo para agir na periferia é prejudicada devido à interrupção das vias eferentes, e são parcialmente poiquilotérmicos (pecilotérmicos), na medida em que eles podem ter dificuldade em manter uma temperatura central normal em resposta a variações da temperatura, ou seja, uma pessoa com lesão medular tem uma temperatura alta estando em um ambiente com a temperatura alta. [9]

Um programa de controle eficaz do intestino é importante para evitar potenciais complicações gastrointestinais e pode ter uma influência significativa sobre reintegração do indivíduo com lesão medular. Mais do que um terço das pessoas com paraplegia classificam a perda de controle da bexiga e do intestino, como a perda funcional mais significativa associada a uma lesão. O objetivo de um "programa do intestino" é a evacuação completa do intestino em um determinado momento, em um período de tempo curto, de modo a prevenir a incontinência. O programa do intestino deve ser individualizado para cada paciente. O nível de lesão, hábitos intestinais anteriores, de estilo de vida do paciente e disponibilidade de cuidadores devem ser levados em conta no planejamento de um programa intestinal. [9]

O programa do intestino irá variar dependendo do tipo de disfunção do intestino. Em lesões do neurônio

motor inferior, a continência é muitas vezes perdida devido à fraqueza dos músculos do assoalho pélvico com esfíncter anal externo flácido. Porque reflexos são ausentes, a estimulação digital e supositórios de contato são ineficazes necessitando desimpactação manual. [9]

A espasticidade se trata de uma desordem motora, caracterizada pela hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento com exacerbação dos reflexos profundos e aumento do tônus muscular. Enquanto espasticidade pode contribuir para a melhora da função (isto é, transferências, de pé, deambulação e auxiliando na AVD), mas pode muitas vezes levar a várias complicações, incluindo contraturas, dor, função prejudicada, e diminuição da qualidade de vida. Ocorre mais frequentemente em pessoas com lesão medular cervical e torácica superior do que em aqueles com SCI torácica e lombo-sacral, e geralmente é mais significativa em pessoas com lesões incompletas. A evidência de que algumas conexões foram preservadas é dada pela presença da espasticidade. [9]

1.3 Úlceras de pressão

O peso corporal pode ser transmitido através das proeminências ósseas o que geralmente causa concentração significativa de pressão na superfície da pele e subjacente ao tecido mole. Os picos de pressão e os gradientes de pressão relacionados a esses picos podem danificar o tecido mole. Lesados medulares, especialmente os que têm capacidade limitada de se reposicionar e/ou perda de sensibilidade nas áreas onde o peso é concentrado, tem um alto risco de desenvolver úlceras de pressão [10]. As úlceras de pressão ou úlceras de decúbito (termo pouco usado, por fazer referência a lesões que se adquire deitado), correspondem a um tipo especial de lesões da pele, de extensão e profundidade variáveis. O termo “escara” é utilizado apenas quando há tecido necrosado sobre a ferida [11].

A deficiência prolongada na irrigação de sangue e na oferta de nutrientes em determinada área do corpo é um fator determinante das úlceras de pressão, quando um objeto exerce pressão externa contra superfície óssea ou cartilaginosa. Aparentemente, uma combinação de compressão, tração e cisalhamento (tração exercida sobre a pele, fazendo-a deslizar sobre o plano muscular, o que ocasiona a oclusão ou mesmo rompimento dos capilares responsáveis pela perfusão da pele neste local [11]) produzida pela distribuição desigual de tensões distende e angula a vasculatura sanguínea e linfática da pele e dos tecidos subcutâneos [12].

A úlcera de pressão ocorre quando a pressão intersticial excede a pressão intracapilar, originando uma deficiência de perfusão capilar, o que impede o transporte de nutrientes ao tecido. Mais comum em áreas de proeminências ósseas, pois uma pressão é exercida por meio do osso e da superfície de contato onde o paciente se apoia (cama ou cadeira), sobre a pele e partes moles. Haverá a liberação de fatores inflamatórios quando esta isquemia tecidual resultante da pressão é mantida por um tempo maior que o tecido necessita para se recuperar frente à isquemia. Se a pressão persistir, os fatores inflamatórios alteram a permeabilidade vascular, gerando edema e piorando a isquemia. A isquemia a nível celular leva à morte celular, mais fatores inflamatórios serão gerados e fatores de necrose tecidual serão iniciados. Ocorre a redução das proteínas necessárias à proteção de tecidos lesados, o que intensifica o ciclo de destruição tecidual. Se a pressão for mantida, a lesão cresce e se intensifica progressivamente [11]. O surgimento das úlceras de pressão em pessoas desnutridas é devido ao fato

dessas pessoas não possuírem a camada de gordura que alivia a pressão nos vasos e suas peles não possuírem os nutrientes necessários. Umidade e fricção são condições que ajudam a agravar o quadro. [13] A figura 1.8 apresenta uma representação comparativa da ação da pressão na pele.

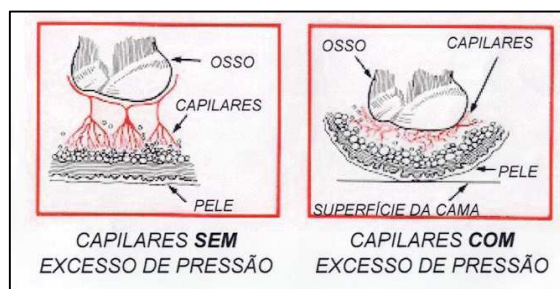


Figura 1.8. Representação comparativa da ação da pressão na pele.[14]

Pessoas com lesões na medula espinhal precisam tomar cuidado especial com relação à pele, já que a sensação que normalmente fornece aviso de danos, ou seja, dor, desconforto e condições extremas de temperatura, geralmente são inexistentes abaixo do nível da lesão. [6]. Todas as áreas ósseas ao redor das nádegas, áreas sacrais e as tuberosidades isquiáticas (proeminências ósseas que sustentam o peso do paciente quando sentado) tem propensão a desenvolver úlceras de pressão. A figura 1.9 apresenta os principais pontos onde as úlceras de pressão ocorrem.

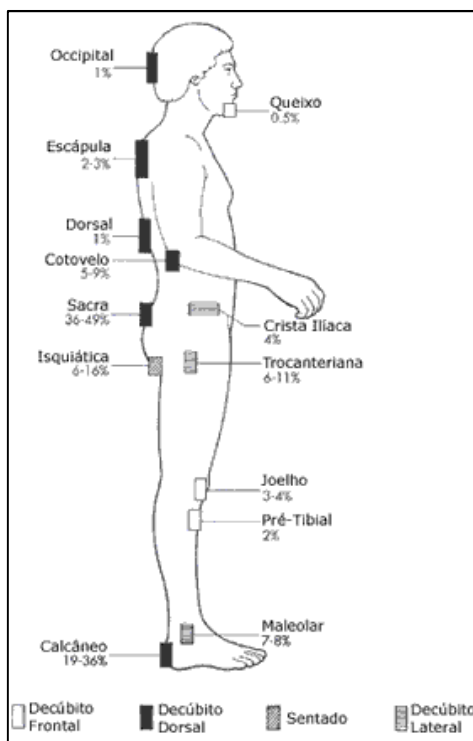


Figura 1.9. Frequência de ulcerações por local. (Bryant, R.A.) [15]

Como há relação direta com a profundidade da lesão, as úlceras por pressão são classificadas segundo os tecidos afetados. A característica evolutiva das úlceras é um fator que deve ser considerado, pois, se os fatores que a originaram foram mantidos, esta provavelmente evoluirá para estágios mais avançados. Além disso, a

classificação da úlcera é dificultada quando há necrose sobre a úlcera ou devido à característica crônica da lesão. Frequentemente o estado da úlcera é subestimado na avaliação visual inicial, e somente pode ser definido precisamente durante a cirurgia [11]. As úlceras de pressão são comumente classificadas em quatro estágios.

Estágio 1. A pele parece vermelha ou descolorida, não quebradiça, mas pode ou não pode branquear. Não desaparece ou muda de cor depois de estar livre de pressão após 30 minutos. (Figura 1.10)

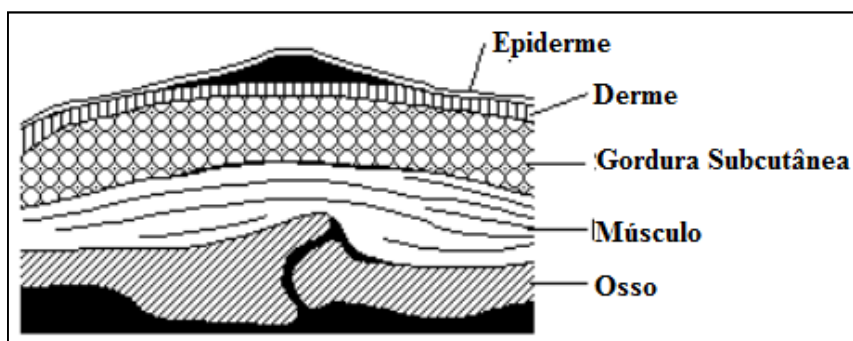


Figura 1.10. Estágio 1 da úlcera de pressão. [6]

A figura 1.11 apresenta uma fotografia da lesão de estágio 1.



Figura 1.11. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 1. [16]

Estágio 2. As duas camadas superiores da pele são quebradas, criando uma ferida superficial aberta. Algum líquido claro pode estar presente, a gordura subcutânea pode estar visível, sem o aparecimento do osso. Se houver infecção, a pele circundante estará vermelha e quente. Uma coloração esverdeada e odor podem estar presentes, sem necrose. (Figura 1.12)

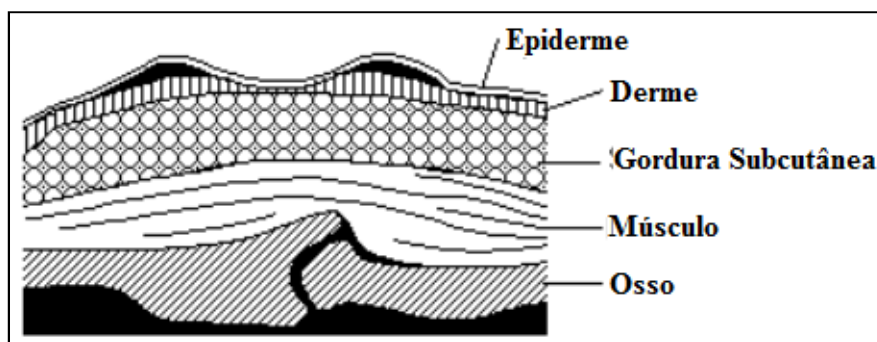


Figura 1.12. Estágio 2 da úlcera de pressão. [6]

A figura 1.13 apresenta uma fotografia da lesão de estágio 2.

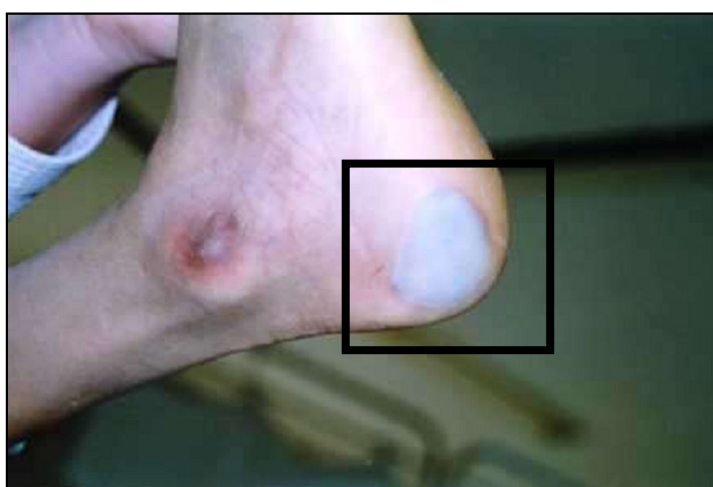


Figura 1.13. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 2. [16]

Estágio 3. A quebra na pele se estende mais profundamente nas camadas de tecidos e inclui a camada de gordura subcutânea. A ferida será muito mais profunda do que a Fase 2, mais dolorida, demorando mais tempo para se curar. Pode haver a presença de necrose. (Figura 1.14)

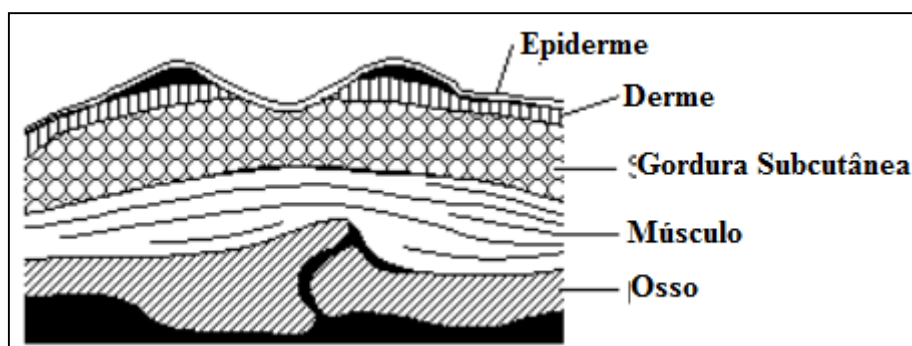


Figura 1.14. Estágio 3 da úlcera de pressão. [6]

A figura 1.15 apresenta uma fotografia da lesão de estágio 3.



Figura 1.15. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 3. [16]

Estágio 4. A ruptura da pele é muito profunda, que vai envolver o tecido muscular e, possivelmente, também o osso. Haverá uma grande quantidade de tecido morto. (Figura 1.16)

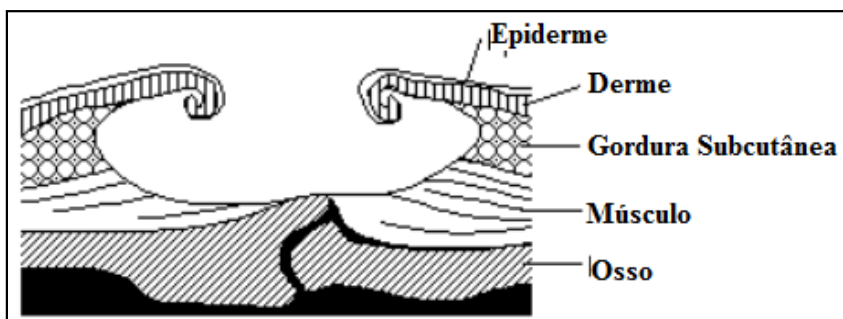


Figura 1.16. Estágio 4 da úlcera de pressão. [6]

A figura 1.17 apresenta uma fotografia da lesão de estágio 4.



Figura 1.17. Fotografia da úlcera de pressão em estágio 4.[16]

A National Pressure Ulcer Advisory Panel em 2007, além dos quatro estágios anteriormente definidos, acrescentou duas novas categorias: lesão suspeita de tecidos profundos (área púrpura ou marrom localizada, de pele intacta e pálida, ou bolha hemática devido a acometimento de partes moles por pressão e/ou cisalhamento), e não classificável (perda de espessura total, em que o leito encontra-se recoberto por necrose e/ou escara).[11]

As formas de prevenção das úlceras de pressão são baseadas na mudança de posição do paciente, com o

intuito de aliviar a pressão sobre os tecidos moles [11]. Essa mudança de posição pode ser realizada durante 5 minutos a cada 2 horas [11] ou mudando o paciente de posição a cada 10 ou 15 minutos, se este fizer uso prolongado de cadeira de rodas [13], e a mudança de posição deve ser feita com cuidado para que o manuseio não gere lesões no paciente. Além disso, evitar o contato do paciente com fezes e urina, umidade e tratar espasmos musculares, além de uma avaliação preventiva, auxiliam a postergar o aparecimento das úlceras de pressão [11].

O tratamento das lesões de níveis 3 e 4 são por meio de cirurgia. Antes desta, é necessário que o paciente seja avaliado e alguns fatores de risco locais devem ser reduzidos, como espasmos musculares, controle da umidade local e da incontinência fecal/urinária. A cirurgia tem inicialmente a função de remover o tecido necrótico, seguido da preparação para avaliação e do fechamento definitivo da lesão. Mesmo com a ausência de movimento, a presença de um anestesiologista é necessária para avaliação de disfunções autonômicas decorrentes da intervenção cirúrgica. Também é necessária a presença de drenos de sucção, pois a presença de acúmulos líquidos aumenta a probabilidade de infecções, visto que há uma grande extensão tecidual mobilizada para a realização dos retalhos (transplante de tecidos vascularizados)[11]. A figura 1.18 apresenta a sequência do tratamento cirúrgico.



Figura 1.18. Sequência do tratamento cirúrgico. [26]

1.4 Engenharia de Reabilitação

1.4.1 Definições

Houve um crescimento importante na aplicação de tecnologia para melhorar os problemas enfrentados pelas pessoas com deficiência, a partir do final do século XX . Vários termos têm sido usados para descrever essa esfera de atividades, incluindo próteses / órteses, engenharia de reabilitação, tecnologia assistiva, projeto de dispositivos de apoio, tecnologia de reabilitação, e mesmo engenharia biomédica aplicada à deficiência. [17]

Tecnologia Assistiva e Engenharia de Reabilitação são dois termos frequentemente utilizados. Embora sejam usados alternadamente, eles não são idênticos. Nas palavras do pioneiro no campo, James Reswick (1982), “Engenharia de Reabilitação é a aplicação da ciência e da tecnologia para melhorar as desvantagens das pessoas com deficiência.” Em contraste, a tecnologia assistiva pode ser vista como um produto de engenharia

para atividades de reabilitação. Relacionamento que pode ser comparado aos cuidados de saúde que é o produto da prática da medicina. [17]

Uma definição da tecnologia assistiva é: "qualquer item, peça de equipamento ou sistema de produto se adquirido comercialmente da prateleira, modificadas ou personalizadas que é usado para aumentar ou melhorar as capacidades funcionais de indivíduos com deficiência". É possível observar que esta definição visualiza tecnologia de apoio como uma ampla variedade de dispositivos, as estratégias, e/ou serviços que ajudam o indivíduo a realizar melhor uma atividade funcional. Tais dispositivos podem ser desde dispositivos de baixa tecnologia (baratos e simples de fabricar) até dispositivos de alta tecnologia (complexos e dispendiosos de fabricar)[17]. Outros termos utilizados incluem tecnologia de reabilitação, órteses e próteses. Tecnologia de reabilitação é que o segmento de tecnologia assistiva que é designado especificamente para reabilitar o indivíduo de sua atual gama de limitações, sendo estas permanentes ou não. Órteses são dispositivos que aumentam a função de uma extremidade, ao passo que próteses "substituem" uma parte do corpo estrutural e funcionalmente. Embora ambos os dois termos são atualmente utilizados para representar todos os dispositivos que fornecem algum tipo de substituição funcional. [17]

1.4.2 Atividades principais da Engenharia de Reabilitação

Para aplicar de forma eficiente os princípios de Engenharia de Reabilitação e Tecnologia Assistiva, que ajudam pessoas com condições incapacitantes, o componente humano deve ser analisado e a consequência de várias deficiências. Uma maneira de ver um ser humano é como um receptor, o processador, e respondedor de informação.[17]

O usuário humano da tecnologia assistiva percebe o ambiente por meio de sentidos e responde ou manipula o ambiente por meio de efetores. As funções de processamento central são o intermédio entre sensores e efetores, que incluem percepção, cognição e controle do movimento. Percepção é a maneira em que o ser humano interpreta os dados de entrada sensoriais. O mecanismo de percepção depende do circuito neural, encontrado nos sistemas nervosos periférico e central, e fatores psicológicos tais como a memória de experiências sensoriais anteriores. Cognição refere-se a atividades que fundamentam a resolução de problemas, tomada de decisão e formação de linguagem. Controle de movimento utiliza o resultado das funções de processamento, descritos anteriormente, para formar um padrão motor que é executado pelos efetores (nervos, músculos e articulações). O impacto dos efetores no ambiente é então detectada pelos sensores, proporcionando deste modo um *feedback* entre o ser humano e o ambiente. Quando algo dá errado na cadeia de processamento de informação, a deficiência muitas vezes é resultado. [17]

Quando um déficit sensorial está presente em um dos três principais canais sensoriais (visão, audição e tato), a informação ambiental pode ser detectada por meio de um ou dos dois sentidos restantes. Já na reabilitação das atividades motoras, os engenheiros de reabilitação encontram resultados promissores que auxiliam na melhora de qualidade de vida do usuário, embora que esses resultados não sejam tão promissores quando a disfunção reside nos certos de processamento humano. [17]

A Classificação Internacional de Deficiências, Incapacidades e Desvantagens (ICIDH), dada pela

Organização Mundial de Saúde (OMS) é que há três níveis de incapacidade:

Deficiência no nível do órgão - por exemplo, paralisia, perda visual, amputação, etc. Teste ASIA fornece a pontuação do comprometimento motor em lesados medulares. Testes visuais e auditivos para avaliar perdas.

Deficiência no nível de pessoa - Independência nas atividades de vida diária (AVD), medida de independência funcional (FIM).

Incapacidade na sociedade - Grau de incapacidade é definido pela OMS como "desvantagem para um indivíduo que limita o cumprimento de um papel que é normal". Este grau é medido por meio de questionários para quantificar deficiência, medir o grau em que um indivíduo é um membro ativo e produtivo da sociedade.

Disponibilidade inadequada de serviços de apoio pode resultar em deficiências secundárias, resultantes da falta de assistência médica adequada, falta de equipamento e apoio social e legal insuficiente.

A reabilitação deve reduzir, minimizar e compensar a deficiência. A equipe de reabilitação: o esforço multidisciplinar, a formação trans ou interdisciplinar. O foco deste trabalho é a reabilitação de lesados medulares.

1.4.3 Reabilitação de lesados medulares

Antes que os trabalhos de reabilitação sejam iniciados, é importante que alguns fatos sejam reconhecidos (como nível de lesão) e que haja uma cooperação entre profissionais de diversas áreas para que esta ocorra satisfatoriamente. Doutor Howard A. Rusk, em 1964, definiu a reabilitação médica como sendo “um conceito dinâmico e um projeto de ação; as capacidades da equipe de Reabilitação, formada por médicos fisiatras, fisioterapeutas, enfermeiros, assistentes sociais, assessores e demais pessoal técnico, se integram e constituem uma força cuja finalidade é ajudar o paciente a realizar suas máximas possibilidades físicas, emocionais, sociais e vocacionais”. Resultados obtidos no processo auxiliam análise de paciente, embora ainda haja uma deficiência de informações, são baseados em técnicas clássicas que vão desde a prevenção das complicações produzidas quando as comorbidades aparecem até a fisioterapia aliada à terapia ocupacional. No caso da engenharia biomédica, que engloba a engenharia de reabilitação, esta possui divisões que podem ser classificadas em três categorias: [10]

- 1) **Clínico** – O engenheiro trabalha diretamente com a prestação de serviços (educação, reabilitação). Paralelamente, na área de tecnologia de reabilitação, é a ferramenta para a recuperação ou reabilitação em vez de ser parte da vida da pessoa dia e atividades funcionais. E na área de tecnologia assistiva, é qualquer item, parte de equipamento ou sistema se adquirido comercialmente, modificado ou modificado que é usado para melhorar, manter ou aumentar as capacidades dos indivíduos com deficiência.
- 2) **Projetista na indústria** – Engenheiro projeta e desenvolve na área de Engenharia de Reabilitação e Tecnologia Assistiva na indústria. Paralelamente, a área de tecnologia de reabilitação, é associada com o refinamento do processo de reabilitação. A área de tecnologia assistiva, dispositivos e serviços que

são utilizados diariamente na vida das pessoas na comunidade para melhorar sua capacidade de executar suas funções independentemente, como por exemplo, assentos especiais, cadeiras de rodas, dispositivos de controle de ambiente.

- 3) Pesquisa e trabalho científico** – Engenheiro e cientista trabalham na pesquisa da engenharia de reabilitação e tecnologia assistiva, paralelamente. Na área de tecnologia de reabilitação, é o segmento que trabalha especificamente para reabilitar o indivíduo de sua deficiência. A área da tecnologia assistiva é uma gama de serviços, estratégias e técnicas que são concebidos e aplicados no sentido de melhorar os problemas que são enfrentados por esses sujeitos.

Assim, o trabalho se encaixa em (2), tendo como prioridade melhorar o bem-estar do paciente e aumentar sua independência, posto que não precisará de auxílio no alívio de pressão, quando estiver fazendo o uso da cadeira de rodas ou até mesmo da almofada somente, o que irá auxiliar os tratamentos realizados na reabilitação do mesmo.

1.4.4 Conjuntos e lógica Fuzzy

Resolução de problemas, design e a criação em si enfrentam problemas como informação incompleta, requerimentos de projeto conflitantes, dados heterogêneos, além de inúmeras restrições e do crescente problema de complexidade dos problemas. Para síntese e análise de problemas, o ser humano usa técnicas de abstração e decomposição do problema, que o ajuda a lidar com fenômenos complexos e a chegar em soluções pertinentes. Basicamente, o uso da abstração significa substituir a análise profunda de muitos dados e informações pela adoção de perspectivas que incluem a adoção de quadros no qual podem ser incluídos os problemas. Assim, a granularidade de problemas é a manifestação fundamental da abstração. A decomposição é a estratégia de dividir o problema em subproblemas conectados e os analisar separadamente. [18]

A forma como os dados são tratados por computadores é totalmente diferente da forma como os seres humanos tratam os dados; estes últimos, ao invés de fazer uso de algoritmo matemático e lógica de boole, executam a resolução de problemas seguindo as “regras”:

- a) Utilização de grânulos de informação é o componente chave no conhecimento da representação e processamento;
- b) O nível dos grânulos, ou seu tamanho, é muito importante na descrição e na formulação geral da resolução do problema;
- c) Não há nível universal de granularidade, esta depende do problema e do usuário;

Conjuntos e intervalos são essenciais para o conceito de abstração. Os conjuntos fuzzy fornecem uma importante e única característica para descrever grânulos de informações, cujos elementos podem contribuir em um grau de pertinência variável. [18] A teoria dos conjuntos fuzzy aliados a lógica fuzzy tem o objetivo de operar de forma semelhante à operação dos humanos, ou seja, realizam a tradução dos termos matemáticos em um conjunto de variáveis qualitativas ou conjunto de termos lingüísticos. Assim, a partir de um processo de inferência, o sistema fuzzy é concebido. [19]

1.4.5 Fundamentos dos conjuntos Fuzzy

Da teoria clássica de conjuntos, dado um universo X e um conjunto A , a pertinência do universo X no conjunto A é classificado como uma variável binária de pertinência ou não pertinência, exclusivamente. Em 1965, Zadeh, L.A., em "Fuzzy Sets. Information and Control", propôs uma generalização dessa definição, dividindo essa pertinência em infinitos valores compreendidos entre 0 e 1. Um conjunto fuzzy A em um universo X é definido por uma função de pertinência $\mu_A(x): X \rightarrow [0,1]$ e representado pelo conjunto de pares ordenados

$$A = \{\mu_A(x)/x\} \quad x \in X$$

Onde $\mu_A(x)$ é definido como grau de pertinência. É possível notar que um elemento pode pertencer a diversos conjuntos fuzzy, com diversos graus de pertinência. Conjunto suporte do conjunto fuzzy A é o conjunto de elementos no universo X para os quais vale $\mu_A(x) > 0$. O conjunto fuzzy pode ser visto como o mapeamento do conjunto suporte no intervalo $[0,1]$, ou seja, o conjunto fuzzy pode ser representado pela função de pertinência. [19] O grau de pertinência não é uma probabilidade. Probabilidade é uma função do conjunto, um mapeamento cujo universo é um conjunto de subconjuntos do domínio. [18]

A figura 1.19 mostra a diferença entre esses dois tipos de conjuntos.

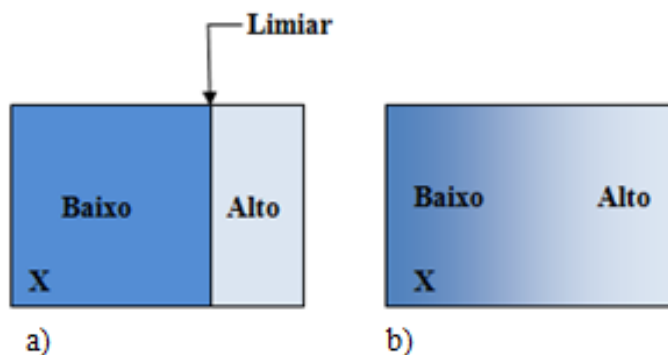


Figura 1.19 Diferença esquemática entre conjuntos clássicos (a) e conjuntos fuzzy (b).

1.4.6 Variáveis Linguísticas

As variáveis linguísticas são variáveis cujos valores são descritos por intermédio de conjuntos fuzzy (representados por funções de pertinência), ou seja, são variáveis que permitem descrição de informações qualitativas. São caracterizadas pelos atributos: [20]

- a) **Nome da variável:** Rótulo associado a uma variável linguística em específico; (ex. Estatura)
- b) **Conjunto de termos:** Associados aos valores linguísticos da respectiva variável linguística. (baixa, média, alta)
- c) **Universo de discurso:** Domínio de definição de cada variável linguística. (ex: 0 a 2,5m)
- d) **Funções de pertinência:** São os conjuntos fuzzy que representam cada valor pertencente ao conjunto de termos de cada variável linguística, podendo ter diferentes formas, de acordo com a aplicação.

A figura 1.20 apresenta uma imagem ilustrativa das características das variáveis linguísticas.

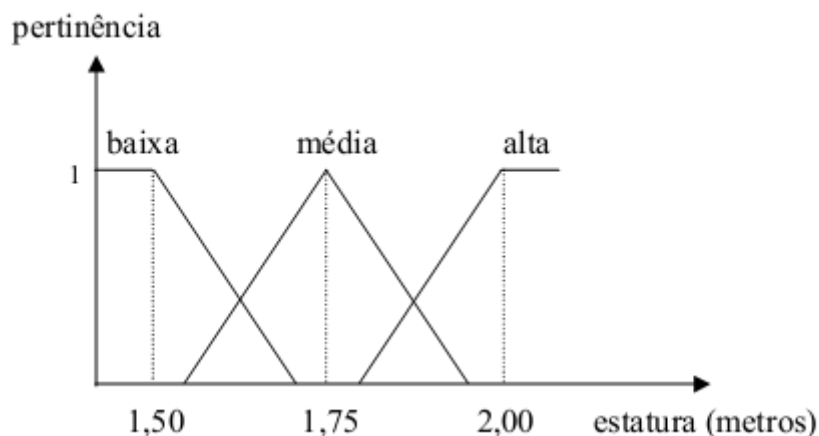


Figura 1.20. Ilustração das características das variáveis linguísticas. [19]

1.4.7 Operações com variáveis linguísticas

As principais operações entre variáveis linguísticas são feitas por meios de conectivos, que são empregados para compor os relacionamentos lógicos entre os termos das variáveis linguísticas, ‘E’, ‘OU’ e ‘NÃO’. Além disso, o conectivo E é um operador de intersecção também denominado T-norma ou operador de mínimo; e o conectivo OU é um operador de união também denominado de S-norma ou operador de máximo. [20]

O resultado da aplicação de um conectivo entre dois termos de uma variável linguística, sendo os dois pertencentes ao mesmo universo de discurso, é o conjunto de todos os valores de pertinência retornados a partir da aplicação do operador. [20]

1.4.8 Relação fuzzy

No caso de conjuntos ordinários, uma relação exprime a presença ou a ausência de uma associação entre elementos de dois ou mais conjuntos. Relações fuzzy generalizam o conceito de relações e representam o grau da associação entre elementos de dois ou mais conjuntos fuzzy. Dados dois universos X e Y , a relação R entre eles é um conjunto fuzzy, em $X \times Y$, caracterizada por uma função de pertinência $\mu_R(x, y) \in [0, 1]$, onde $x \in X$ e $y \in Y$. [19]

1.4.9 Composição de relações

A composição de duas ou mais relações fuzzy, definidas em espaços distintos, são realizadas por meio de operadores que permitem a composição das relações. A Composição Max-Min é a principal técnica de composição de relações fuzzy. Quando a composição Max-Min é efetuada sobre duas relações fuzzy $R(x,y)$ e $S(y,z)$, definidas respectivamente nos produtos cartesianos discretos $X_X Y$ e $Y_Y Z$, a matriz resultante é:

$$RoS(x, z) = \max_{y \in Y} \{ \min \{ \mu_R(x, y), \mu_S(y, z) \} \}$$

E a matriz RoS está definida no produto cartesiano $X_X Z$. [20]

1.4.10 Inferência Fuzzy ou raciocínio aproximado

Permite mapear o conhecimento de um sistema por meio de regras fuzzy do tipo “se-então”, e é por meio da análise dessas regras finitas que o comportamento das variáveis de saída pode ser determinado. Normalmente, os processos de inferência fuzzy são baseados na regra de *Modus Ponens* generalizado, como segue: [20]

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Fato: } x \text{ é } A' \\ \text{Regra: SE } x \text{ é } A \text{ então } y \text{ é } B \end{array} \right. \\ \hline \text{Consequência: } y \text{ é } B'$$

A interpretação do método é: [20]

- A' é um fato observado e assumido verdadeiro;
- Se A' é verdadeiro, o antecedente ‘ $x \text{ é } A$ ’ da referida regra ativada também é verdadeiro;
- Se antecedente ‘ $x \text{ é } A$ ’ é verdadeiro e este implica em ‘ $x \text{ é } B$ ’, então este consequente também é verdadeiro;
- Se o consequente em questão é verdadeiro, então $y \text{ é } B'$.

A parte da condição, o SE, é chamado de antecedente e o resultado, o ENTÃO, é o consequente. A interpretação geométrica do regra esta apresentada na figura 1.21.

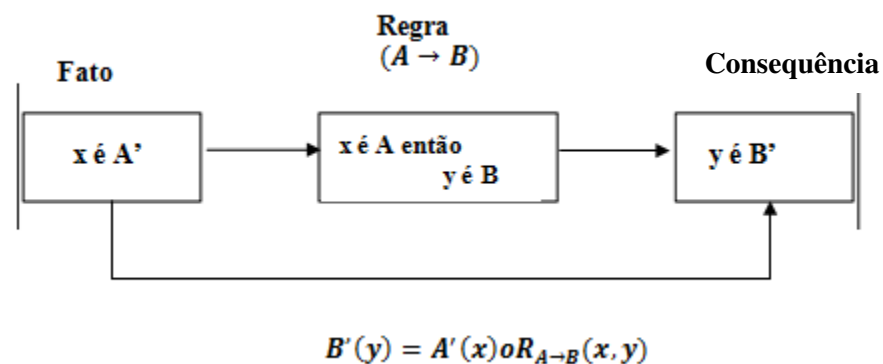


Figura 1.21. Representação geométrica da regra de Modus Ponens. [20]

A função de pertinência, ou função de implicação, mostrada na figura 1.21, $R_{A \rightarrow B}$, pode ser obtida de diversas formas, mas o mais utilizado é o Operador Mínimo de Mamdani. Portanto, sendo duas variáveis lingüísticas x e y , com termos tendo valores A e B , respectivamente, função de pertinência de $\mu_{R_{A \rightarrow B}}$ seria dada

por: [20]

$$\mu_{R_{A \rightarrow B}}(x, y) = \min \{ \mu_A(x), \mu_B(y) \}$$

Computacionalmente, é menos dispendioso fazer o uso da interpretação geométrica da regra de Mamdani quando muitos pontos de discretização devem ser utilizados. O valor B' é então obtido verificando-se o grau de pertinência ativado de A', frente ao conjunto A, e em seguida realizando-se o corte no conjunto B frente àquele valor de pertinência obtido. Uma ilustração do processo está apresentada na figura 1.22.

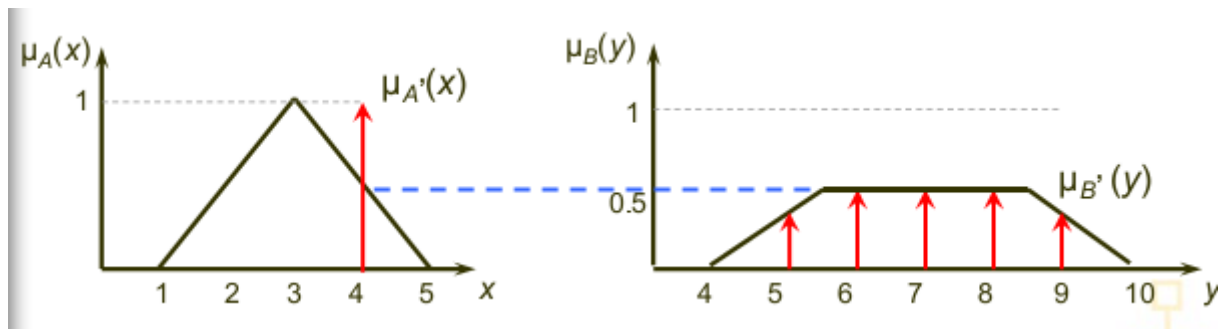


Figura 1.22. Representação geométrica da implicação de Mamdani. (retirado de [20])

1.4.11 Controlador Fuzzy

A figura 1.23 mostra uma representação do controlador fuzzy utilizado. No Fuzzificador ocorre o mapeamento da entrada rígida (*crisp*) em um número *fuzzy*. A fuzzificação, como é chamado este processo, pode ser singleton ou non-singleton. No primeiro caso é quando não há nenhum tipo de incerteza nas entradas e elas são ditas rígidas. Já no segundo caso como há incertezas as entradas são modeladas como números *fuzzy*.

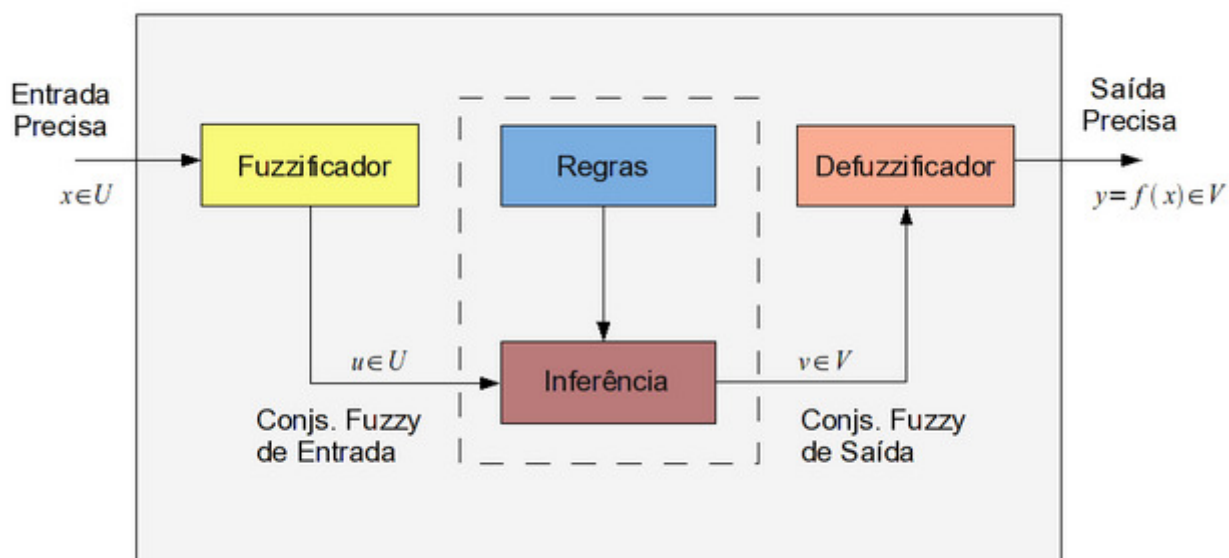


Figura 1.23. Representação do controlador fuzzy

As regras representam o local no qual se encontra a base de conhecimento utilizada pelo sistema de inferência *fuzzy*. Podem ser oferecidas por especialistas na forma de sequências lingüísticas e são expressas na forma de estruturas SE-ENTÃO. Aqui entram as funções de pertinência, pois os conjuntos fuzzy são associados aos termos do antecedente, consequente, as entradas e saídas do sistema através delas. O sistema de inferência (FIS – *Fuzzy Inference System*) mapeia conjuntos *fuzzy* de entrada para conjuntos *fuzzy* de saída. Ele faz a manipulação da ativação e combinação das regras por meio de operações como o mínimo entre duas funções de pertinência, como visto anteriormente. Existem vários procedimentos de inferência, mas os mais comuns são o mínimo e o produto escalar. [21]

A operação de agregação resulta em uma região fuzzy de saída, que leva em conta a distribuição de todas as regras que foram ativadas. Entretanto, as respostas esperadas são sinais pontuais de saída, também pertencentes ao universo de discurso.[20] O Defuzzificador simplesmente faz a redução do conjunto *fuzzy* resultante da inferência em um número crisp, já que para aplicações são requeridos valores precisos. Existem vários métodos de defuzzificação sendo o Método do Centro de Área o mais utilizado. [21] Este pode ser calculado como:

$$CDA = \frac{\sum_{k=1}^N \mu(v_k) \cdot v_k}{\sum_{k=1}^N \mu(v_k)}$$

E sua representação geométrica pode ser vista na figura 1.24.

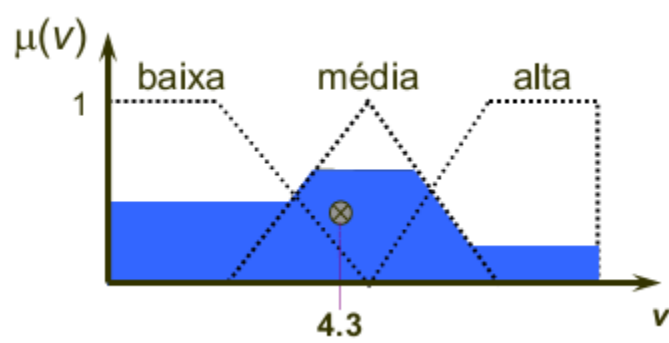


Figura 1.24. Representação geométrica do Método do Centro de Área. [20]

2.0 Definição do problema

As úlceras de pressão têm causas desconhecidas, mas a literatura indica alguns mecanismos que são bem aceitos, sendo o mais aceito o que envolve a isquemia tecidual provocada pela oclusão dos vasos capilares. Outros fatores mecânicos estudados incluem gradientes de pressão, força de cisalhamento e deformação tecidual da superfície de contato (almofada, por exemplo) [12]. Além disso, o aumento de umidade e temperatura e, conseqüentemente, o aumento de bactérias, na superfície de contato contribui também para a entrada da infecção e aumento da ulceração [12].

Como não há consenso sobre a parcela da pressão mecânica no surgimento da úlcera de pressão, a análise da distribuição da pressão se torna conveniente. O projeto em questão tem como objetivo realizar a análise do funcionamento de um sensor de pressão, para verificação e validação dos valores de pressão medidos. A aplicação futura será a análise da distribuição das pressões quando o sujeito está sentado.

Além disso, após a validação do sensor, os valores de pressão obtidos serão inicialmente utilizados para verificar as saídas do controlador fuzzy, possibilitando o ajuste do conjunto de regras, parâmetros das variáveis linguísticas e forma das funções de pertinência.

Assim, a leitura da pressão será realizada por meio de um sensor localizado no assento, que será traduzida e enviada ao algoritmo de controle, juntamente com a base de tempo. O controle será realizado por um algoritmo com lógica Fuzzy, que irá decidir se a pressão está dentro dos limites de segurança no dado tempo. A saída do controlador Fuzzy será, inicialmente, normalizada, para ilustrar as condições onde a aplicação de pressão é crítica.

3.0 Materiais e Métodos

3.1 Aquisição de dados

3.1.1 Sensor de pressão

Pressão é calculada dividindo força pela área do sensor na qual o sensor está agindo, medida em unidades de kPa ($100\text{kPa} = 10\text{N/cm}^2$). Elementos de medição de força são necessários para determinar a pressão e a distribuição de pressão. Todas as tecnologias de medição de força são baseadas na deformação dos materiais. Em transdutores de força, uma variação das propriedades elétricas ocorre quando uma carga é aplicada no sensor. Dependendo do tipo do sensor, a aplicação de força pode modificar a resistência elétrica e capacitância, influenciar na indutância e criar cargas elétricas. As características desejáveis de cada transdutor dependem da aplicação. Os transdutores indutivos, entretanto, são raramente utilizados nas aplicações de biomecânicas, pois necessitam de deslocamentos relativamente altos. A medição de pressão durante a marcha, quando o paciente está sentado ou deitado em uma cama requer matriz de transdutores maleáveis que irá se adaptar à forma da anatomia humana. Entretanto, a qualidade de especificações técnica como linearidade, histerese e resposta em frequência depende do tipo de transdutor. [22]

O sensor utilizado para a aquisição de dados é um filme resistivo sensível à força, ou seja, sua resistência elétrica varia sob compressão (Figura 3.1).

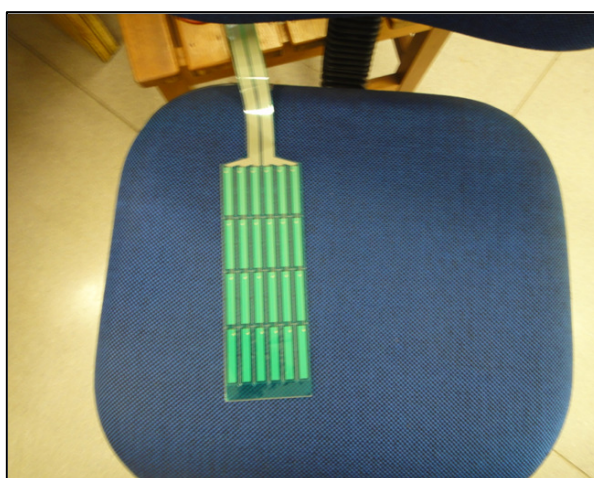


Figura 3.1. Sensor de pressão utilizado.

Assim, é um sensor de contato que contém duas camadas de eletrodos paralelos, os quais formam uma

camada de suporte fina e flexível. Essas estruturas de eletrodos estão orientadas em ângulos retos aproximadamente, duas a duas, para criar uma grade onde a intersecção dos eletrodos é separada por material resistivo. Na ausência de força externa, o material entre a camada de eletrodos fornece uma resistência alta entre a intersecção dos eletrodos. A resistência entre a intersecção dos eletrodos muda à medida que a pressão nos lados opostos se altera. O sensor é dinâmico, e fornece a variação de resistência conforme a pressão é alterada, além de ser capaz de fornecer uma resolução alta, de 0,5 polegadas ou menos, se o circuito apropriado for utilizado. Uma das camadas é completamente revestida com material cuja resistência é uma função da pressão aplicada a ele. A segunda camada de eletrodos tem material sensível a pressão depositado sobre os eletrodos, em tiras contendo apenas os eletrodos, que são espaçados um dos outros. Portanto, a segunda camada inclui uma pluralidade de tiras paralelas de material sensível à pressão, isolados eletricamente uns dos outros. [23]

A resistência varia conforme a pressão aplicada seguindo o gráfico mostrado na figura 3.2. A variação da condutância é linear, conforme a força é aplicada.

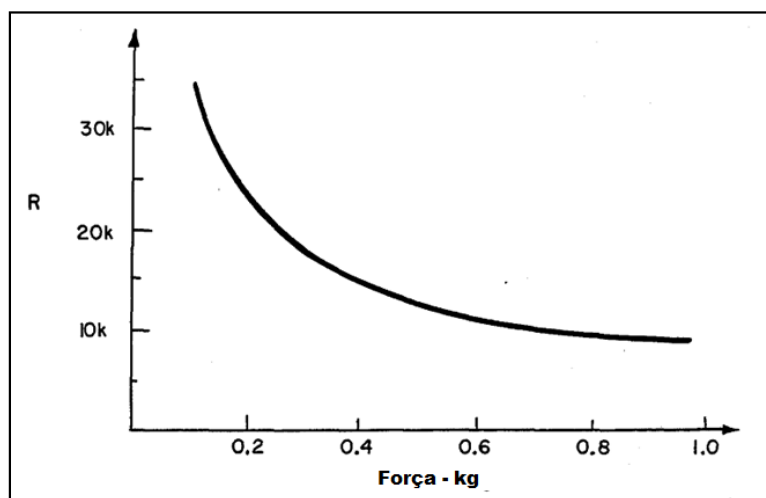
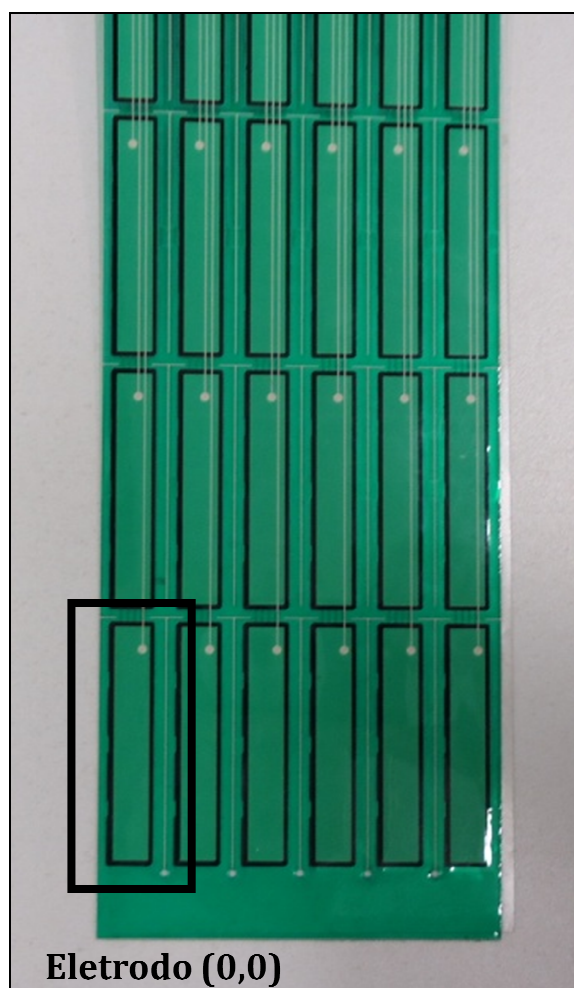


Figura 3.2. Variação da resistência conforme a pressão é aplicada. [23]

O posicionamento do sensor sobre a superfície está indicada no próprio. Essa referência é mantida no texto.

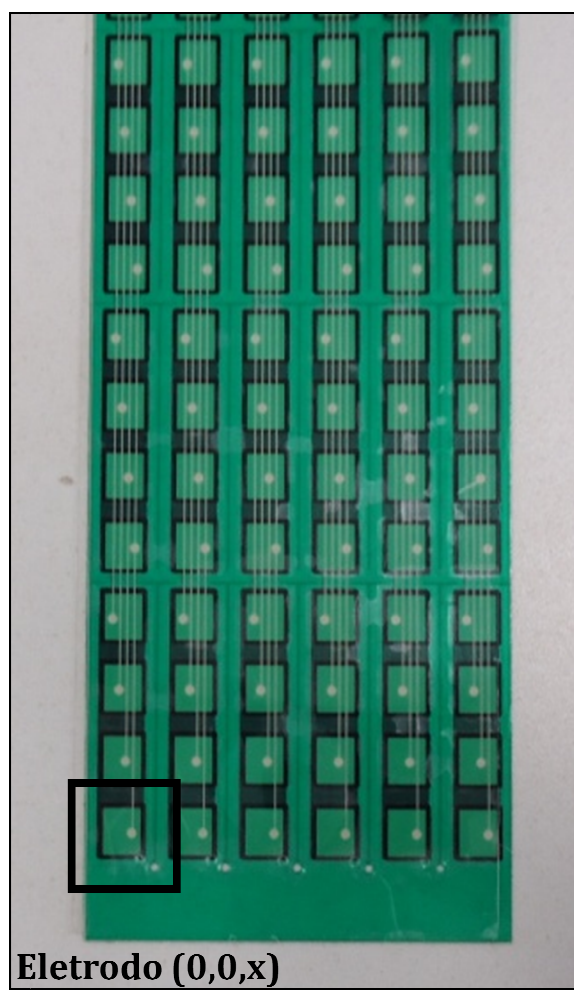
Os eletrodos que estão dispostos na camada superior formam uma matriz com seis linhas e quatro colunas, conforme mostra a figura 3.3. Esta camada tem a função de dividir a área do eletrodo em faixas, ou seja, o local onde a pressão é aplicada é determinado por uma informação de números linha e coluna. A dimensão de cada eletrodo é de 7,0x56,9mm.



Camada Superior

Figura 3.3. Representação da camada superior do sensor de pressão.

Os eletrodos da camada inferior estão dispostos da mesma forma, mas com a área do eletrodo dividida em quatro, ou seja, a área do eletrodo de cima é subdividida em quatro células, conforme mostra figura 3.4. Como as células dos eletrodos da camada inferior com número de coluna estão conectados, a camada inferior também possui 24 pontos de conexão. A dimensão de cada célula é 8,0x7,0mm.



Eletrodo (0,0,x)

Camada Inferior

Figura 3.4. Representação da camada inferior do sensor de pressão.

A figura 3.5 apresenta como os contatos dos eletrodos da camada superior se relacionam com os eletrodos da camada inferior.

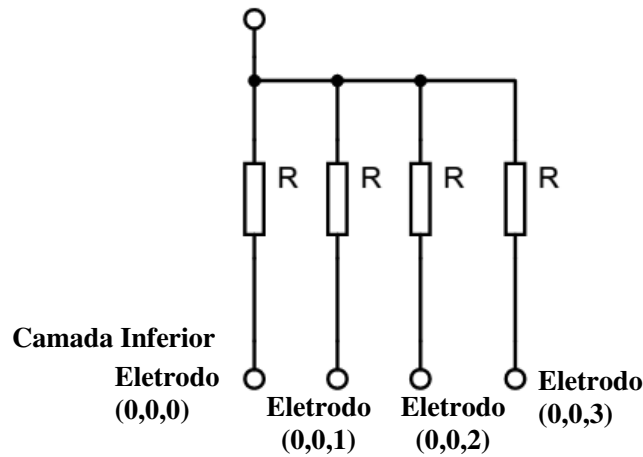


Figura 3.5. Relação dos contatos do eletrodo (1,1) da camada superior com os eletrodos (1,1,1), (1,1,2), (1,1,3) e (1,1,4)

Logo, são 24 pontos da camada superior e 24 da camada inferior, sendo que o par fornece a informação de resistência, no total de 24 conectores que são enviados ao circuito de aquisição de dados. Para abranger a área do assento, serão necessários 3 conjuntos de sensores como os descritos acima, formando a matriz de aquisição de dados com dimensão 4x18, arranjados de forma vertical. A análise de pressão preliminar foi realizada para apenas um conjunto de sensor.

3.1.2 Padrões necessários para análise dos dados

Para que o sensor seja testado sem a necessidade de que vários voluntários com alturas e pesos diferentes sentem sobre eles, o uso de tabelas padronizadas se fez necessário.

O estudo de Dempster, W.T. e Gaughran, G.R.L., denominado “Propriedades dos segmentos do corpo baseadas em tamanho e peso”, apresenta valores para constantes do corpo com base em um estudo de nove cadáveres masculinos caucasianos, de aparência normal e de estatura média. Os dados dos membros são complementados por uma análise mais aprofundada de 11 membros superiores e 41 inferiores. As técnicas usadas no estudo são realizadas com o intuito de formar padrões. O cadáver foi medido, pesado e seu perfil somatotípico foi traçado. Ângulos articulares foram seccionados em um procedimento de desmembramento sistemático para produzir unidades de segmentos. Estes comprimentos de segmento foram pesados, medidos por dimensão linear e analisadas por volume dos segmentos. Finalmente, cada segmento foi dissecado e estas foram pesadas. O peso específico de cada parte do corpo foi calculado separadamente. Os dados são expressos em

valores médios, juntamente com os desvios-padrão e, quando disponíveis, são correlacionados e avaliados com os outros valores na literatura. [25]

A publicação fornece várias tabelas com medidas de peso e comprimento, sendo valores de interesse para o trabalho mostrados na tabela 3.1.

Tabela 3.1. Pesos médios dos segmentos do cadáver masculino e relação com peso total do corpo.

	Peso médio (N)	Porcentagem do peso total
Peso total do corpo	61190 ± 8137	100
Cabeça e tronco	34637 ± 5607	56,4 ± 2,45
Cabeça e tronco (sem os ombros)	28077 ± 3994	46,02 ± 2,45
Cabeça e pescoço	5119 ± 838	7,92 ± 0,85
Ombros	3401 ± 843	5,27 ± 0,546
Tórax	7669 ± 2270	10,97 ± 1,521
Região abdomino-pélvica (sem a cabeça)	16318 ± 2505	26,39 ± 2,908
Braço	1636 ± 350	2,64 ± 0,294
Antebraço	947 ± 199	1,531 ± 0,166
Mão	378,3 ± 71,7	0,612 ± 0,058
Coxa	6096 ± 985	10,008 ± 1,197
Canela	2852 ± 695	4,612 ± 0,534
Pé	884 ± 178	1,431 ± 0,142

A Nasa fornece medições de antropometria e biomecânica no livro *Anthropometry and Biomechanics, NASA STD 3000*, 2012. O capítulo de interesse fornece informações sobre o tamanho, postura, movimento, área de superfície, volume e massa do corpo humano. As medidas foram feitas em pessoas caucasianas com idade média de 40 anos, considerados saudáveis. As medidas de interesse buscadas no documento são relativas à área do assento. A figura 3.6 apresenta as medidas corpóreas de uma japonesa de 40 anos.

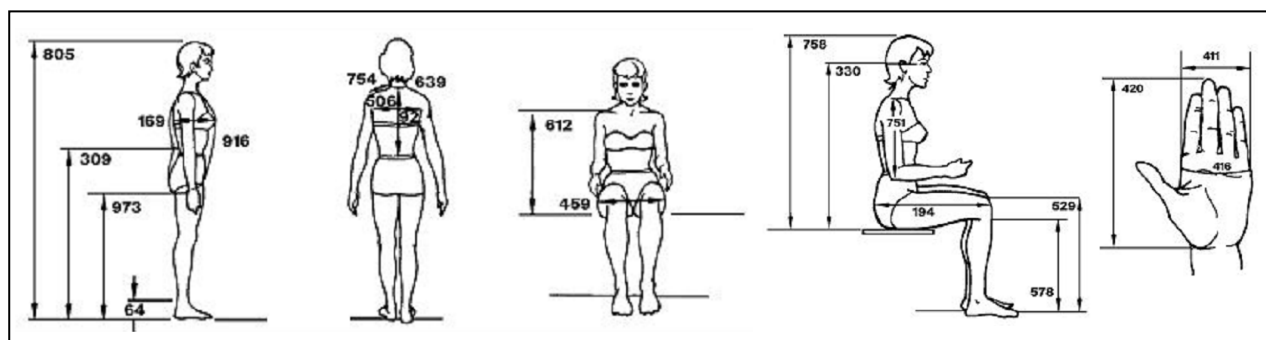


Figura 3.6. Referências para medidas antropométricas de um indivíduo do sexo feminino. [25]

Os números apresentados na figura 3.6 são legendas, as quais estão apresentadas na tabela 3.2.

Tabela 3.2. Legenda da figura 3.6.

Número	Dimensão	5º Percentil (cm)	50º percentil (cm)	95º percentil (cm)
805	Estatura	148,9	157,0	165,1
973	Altura do pulso	70,8	76,6	82,4
64	Altura do tornozelo	5,2	6,1	7,0
309	Altura do cotovelo	92,8	98,4	104,1
169	Profundidade do busto	17,4	20,5	23,6
916	Circunferência vertical do tronco	136,9	146,0	155,2
612	Altura do tronco (sentada)*			
459	Largura do quadril (sentada)	30,4	33,7	37,0
921	Circunferência da cintura	35,2	38,1	41,0
506	Distância entre axilas	32,4	35,7	39,0
639	Circunferência do pescoço	34,5	37,1	39,7
754	Comprimento do ombro	11,3	11,3	14,8
758	Altura (sentada)	78,3	84,8	91,2
330	Altura do olho (sentada)	68,1	73,8	79,5
529	Altura do joelho (sentada)	41,6	45,6	49,5
678	Altura poplíteia	34,7	38,	41,9
751	Comprimento ombro-cotovelo	27,2	29,8	32,4
194	Comprimento nádega-joelho	48,9	53,3	57,8
420	Comprimento da mão	15,8	17,2	18,7
411	Largura da mão	6,9	7,8	8,6
416	Circunferência da mão	16,5	17,9	19,3

Analogamente, a figura 3.7 apresenta as Referências para medidas antropométricas de um indivíduo do sexo masculino.

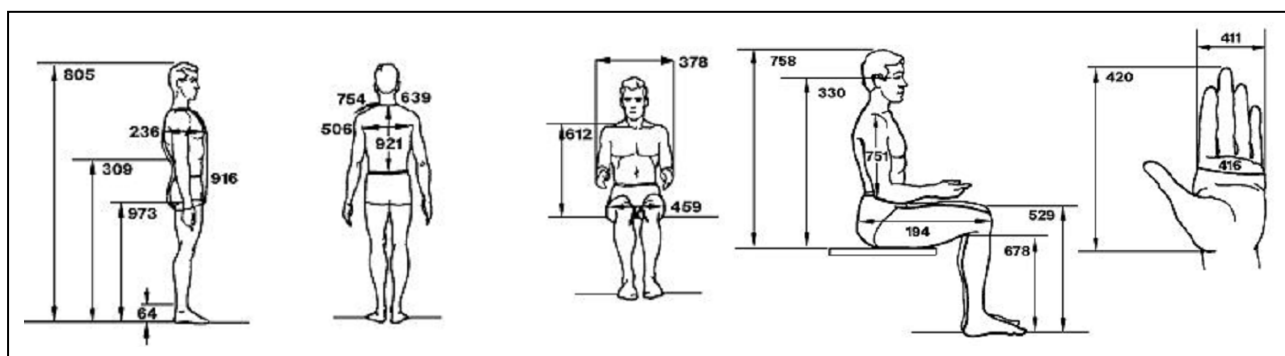


Figura 3.7. Referências para medidas antropométricas de um indivíduo do sexo masculino. [25]

Os números apresentados na figura 3.7 são legendas, as quais estão apresentadas na tabela 3.3.

Tabela 3.3. Legenda da figura 3.7.

Número	Dimensão	5º Percentil (cm)	50º percentil (cm)	95º percentil (cm)
805	Estatuta	169,7	179,9	190,1
973	Altura do pulso			
64	Altura do tornozelo	12,0	13,9	15,8
309	Altura do cotovelo			
236	Profundidade do busto	21,8	25,0	28,2
916	Circunferência vertical do tronco	158,7	170,7	182,6
612	Altura do tronco (sentado)*	60,8	65,4	70,0
459	Largura do quadril (sentado)	34,6	38,4	42,3
921	Circunferência da cintura	43,7	47,6	51,6
506	Distância entre axilas	32,9	39,2	45,4
639	Circunferência do pescoço	35,5	38,7	41,9
754	Comprimento do ombro	14,8	16,9	19,0
378	Largura entre ante-braços	48,8	48,8	61,5
758	Altura (sentado)	88,9	94,2	99,5
330	Altura do olho (sentado)	76,8	81,9	86,9
529	Altura do joelho (sentado)	52,6	56,7	60,9
678	Altura poplítea	40,6	44,4	48,1
751	Comprimento ombro-cotovelo	33,7	36,6	39,4
194	Comprimento nádega-joelho	56,8	61,3	65,8
420	Comprimento da mão	17,9	19,3	20,6
411	Largura da mão	8,2	8,9	9,6
416	Circunferência da mão	20,3	21,8	23,4

Assim, com o valor da porcentagem relativa ao peso total fornecido, é possível determinar com uma precisão razoável o peso que será aplicado aos sensores da almofada, após se retirar do peso total os pesos das pernas (coxas, canelas e pés).

3.2 Aquisição e tratamento dos dados

A aquisição dos dados será realizada pelo software *LabVIEW 6.1*, com placa de aquisição de dados com 15 entradas analógicas e 8 digitais. Tendo em vista que a resistência do sensor varia com a força aplicada, é conveniente converter este valor para tensão (V) para aquisição dos dados, ainda que no *LabVIEW* seja possível colher dados que estejam em ohm. O circuito de conversão do valor de resistência para tensão é um divisor de tensão, conforme mostra a figura 3.8. Os indicadores Quad0, Quad1, Quad2 e Quad 3 representam os sinais de cada célula da camada inferior e são próximos de 5V quando o sensor não está sendo submetido a forças (valor

de resistência próximo de $20\text{M}\Omega$).

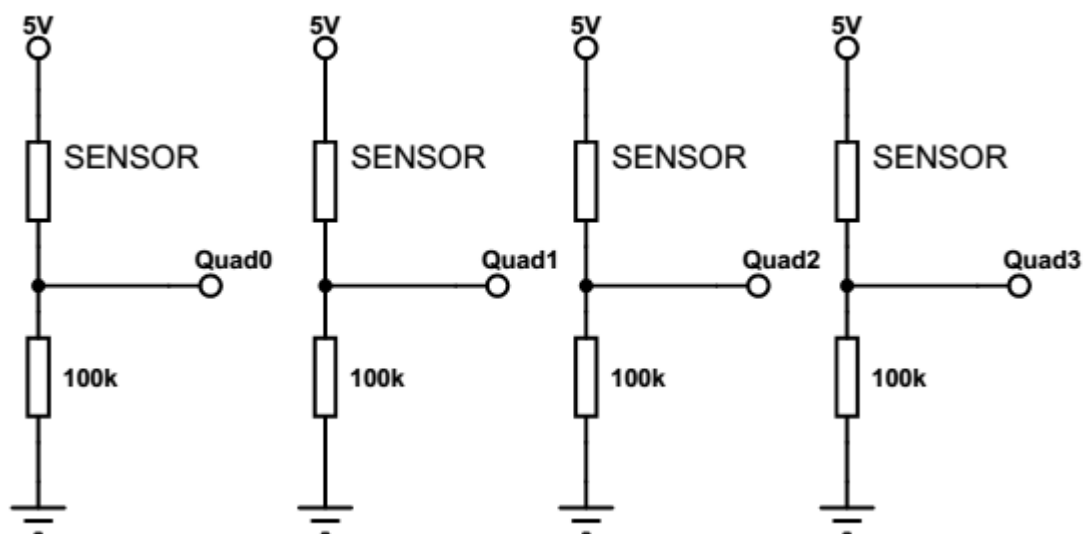


Figura 3.8. Circuito de conversão resistência-tensão

Para a aquisição dos dados é necessário um circuito que faça a varredura das linhas e colunas para que cada célula tenha seu valor adquirido adequadamente. Para tal, dois circuitos demultiplexadores (demux) foram utilizados, para as linhas 0 e 2 e outro para as linhas 1 e 3. O contador de seleção da saída dos demux dá a indicação da posição do eletrodo no sensor; este valor será utilizado posteriormente para mapear a posição onde a pressão foi aplicada e a associar ao valor de pressão. As figuras 3.9.a e 3.9.b apresentam a conexão do sensor com os circuitos demultiplexadores e interface com o LabVIEW.

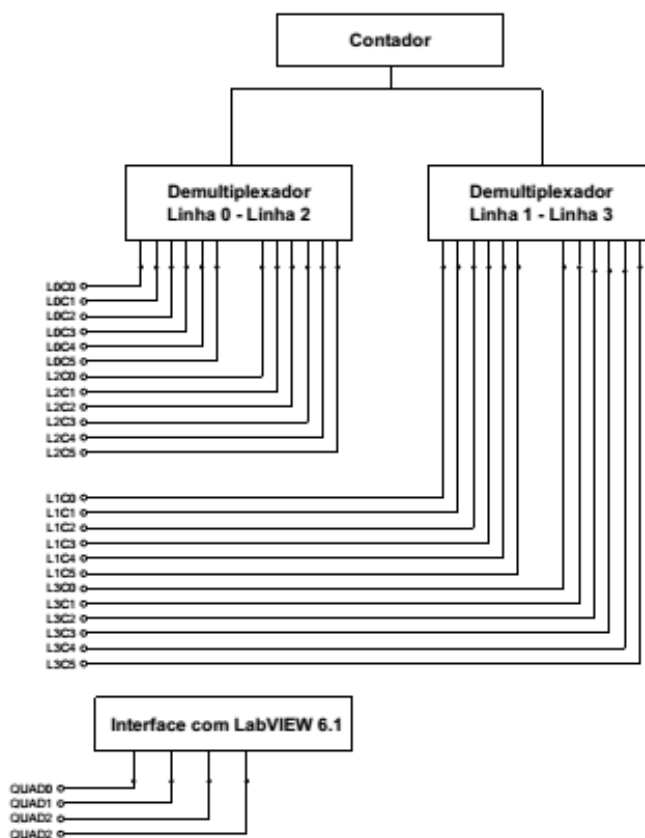


Figura 3.9.a. Diagrama de blocos da conexão dos multiplexadores e da interface com LabVIEW com o sensor.

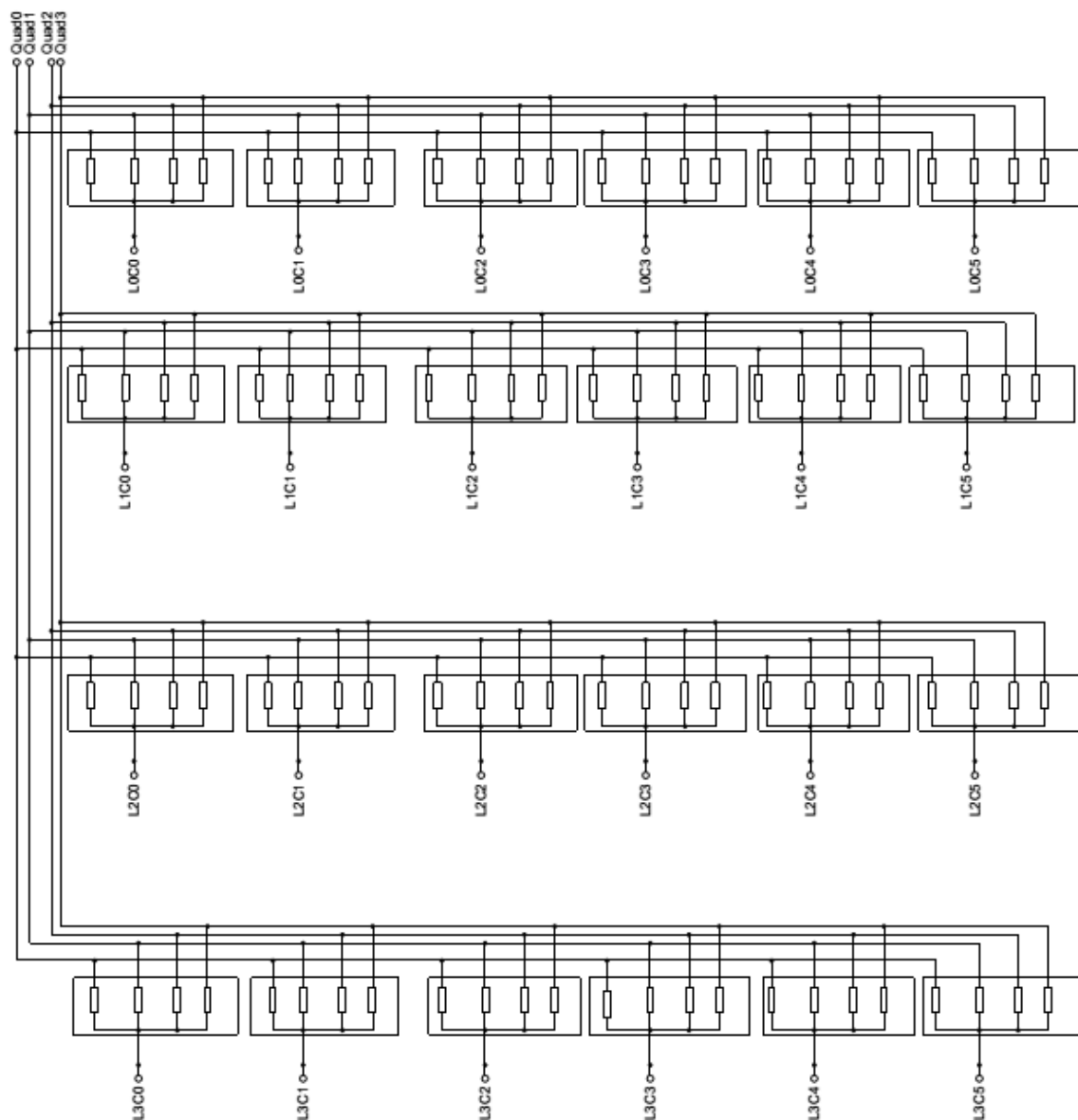


Figura 3.9.b. Disposição da conexão nos sensores

Considerando a carga aplicada ao sensor estática, a frequência do contador de controle dos demux deve ser baixa. Assim, a frequência utilizada é 25Hz, ou seja, cada canal é selecionado a cada 40ms. Como são 24 canais dos demux (um para cada eletrodo), o tempo total da varredura de todos os eletrodos é 960ms. A figura 3.10 mostra o intervalo tempo para o qual o canal 0 (relacionado ao Eletrodo 0,0) é novamente selecionado.

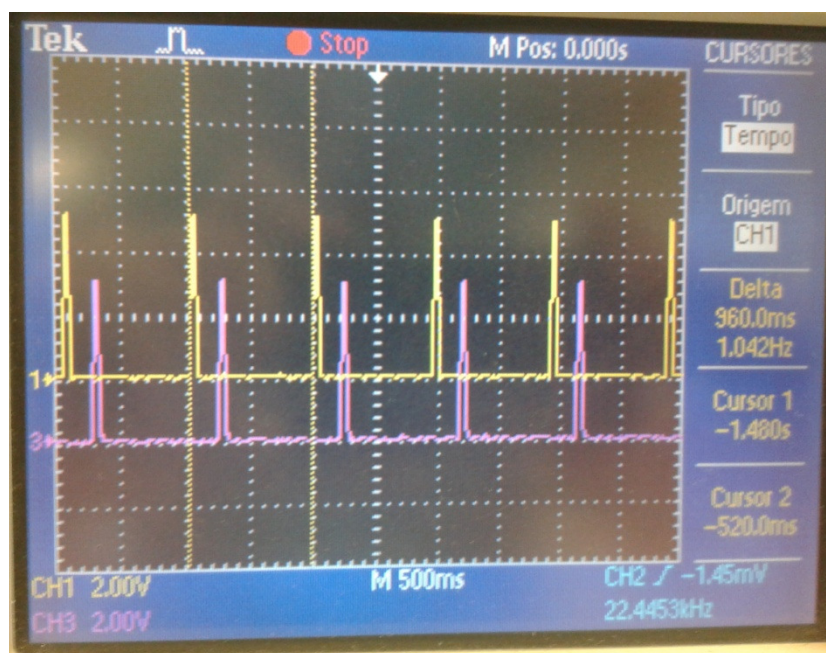


Figura 3.10. Tempo de seleção do canal 0.

O programa no *Labview* tem como entradas as entradas analógicas Quad0, Quad1, Quad2 e Quad3 e como entradas digitais as entradas QB2, QA2, QC1, QB1 e QA1, que são os valores dos contadores de controle do demux. A figura 3.11 apresenta o programa utilizado para a aquisição dos dados.

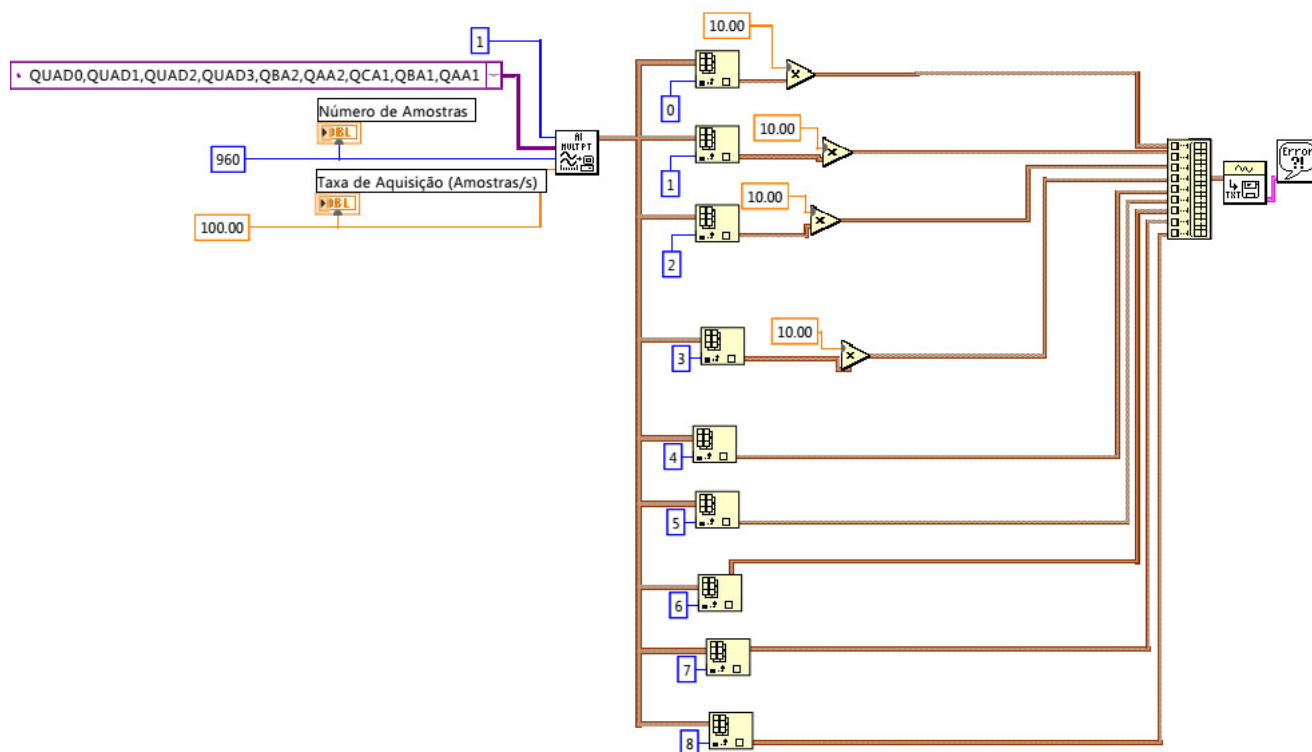


Figura 3.11. Programa no LabVIEW para aquisição das entradas analógicas e digitais.

As entradas analógicas são multiplicadas por 10, amplificação que é útil para eliminar o ruído da conexão dos fios. A frequência de amostragem utilizada é 100Hz, maior que duas vezes a maior frequência do sinal e respeitando o Teorema de Nyquist. O programa adquire 100 amostras por segundo e para que todos os eletrodos sejam varridos (960ms) são necessárias 96 amostras. Após o **Número de Amostras** (Figura 3.11) ser atingido, o programa salva os dados em um arquivo .txt. Para garantir a varredura de todo o sensor, o limite de 960 amostras foi utilizado inicialmente. O software atualiza a base de dados a cada 10ms, o que implica que o arquivo .txt terá 4 linhas correspondente a um mesmo eletrodo. Assim, é tirada uma média dos valores analógicos correspondentes. A base de tempo deve ser também adquirida, pois o tempo de interação entre o paciente e a almofada é também um fator importante no surgimento das úlceras.

O valor de tensão adquirido é transformado novamente em valor de resistência quando se aplica a fórmula

$$R_{Sensor} = \frac{500k}{V_{Sensor}} - 100k$$

Conforme explicitado no item 3.1.1, a condutância varia linearmente com relação à aplicação da força. Segundo item 3.4.1, a pressão de interesse de 50mmHg corresponde a 3,3MΩ. Assim, a pressão pode ser obtida após a aplicação da fórmula:

$$p_{med} = \frac{50}{1/3,3M} \cdot \frac{1}{R_M} \quad [mmHg]$$

3.3 Algoritmo de controle

O algoritmo de controle será realizado por lógica fuzzy, com princípios iniciais apresentados a seguir. O controlador Fuzzy é indicado para este caso pois são grandes as combinações de possibilidades de posicionamento do paciente na almofada (cadeira) e também os limites de pressão variam de acordo com a região da perna (por exemplo, a região do ísquio é uma área de grande incidência das úlceras de pressão).

3.4 Controlador Fuzzy do projeto

O sensor fornece um valor de resistência de acordo com a pressão aplicada em suas células. Esse valor de resistência é convertido em tensão para ser adquirido pelo software *LabVIEW* e convertido para pressão. Com a

informação da localização de onde a pressão foi aplicada (por meio dos contadores de controle dos demux) é possível fazer o mapeamento de pressão. Então, o software fornece cinco saídas, das quais quatro serão a informação de pressão (das 4 colunas do sensor) e uma a base de tempo, que serão as entradas do controlador fuzzy. A saída do controlador inicialmente será uma variável que tem valores em $[0,1]$ e que representa a tensão normalizada fornecida para os atuadores. Para esta etapa do projeto, os atuadores serão simulados, analisando-se somente o valor entregue pelo controlador fuzzy.

3.4.1 Variáveis lingüísticas

Como os testes reais ainda não foram realizados, os limites do universo de discurso dos sensores foram baseados no item 4.2., no qual a pressão de 50mmHg ou 66,6kPa foi tomada como limite em um tempo limite de 10 minutos. Esse valor pode estar superestimado, mas como há certa imprecisão nas informações fornecidas em publicações, o melhor procedimento é supor um tempo menor para evitar os danos.

As funções de ativação foram escolhidas de acordo com o funcionamento linear do sensor em relação à condutância, ou seja, a variação da pressão é linear com relação a variação da pressão. Para a análise inicial, os valores do universo de discurso para pressão são mostrados em mmHg, o que facilita a visualização, além deste valor poder ser obtido fazendo-se uma regra de três com a condutância.

O domínio do conjunto de termos também foi escolhido considerando a escala do universo de discurso linear, sendo valor máximo do intermediário igual a metade do máximo da escala. Após os testes serem realizados, provavelmente esses valores serão reajustados. A mesma simplificação foi realizada para a base de tempo.

3.4.2 Descrição da variável lingüística ‘Pressão’

Conjunto de termos: {Baixa, Média, Alta}

Universo de discurso: $[0\ 60]$ (mmHg)

Funções de pertinência: Considerando que a pressão aumenta linearmente até o valor crítico dentro do tempo ‘médio’ e fica estagnada nos extremos do universo de discurso para os termos ‘baixa’ e ‘alta’, as funções de pertinência escolhidas são trapezoidais e triangular, conforme pode ser visto na figura 3.12.

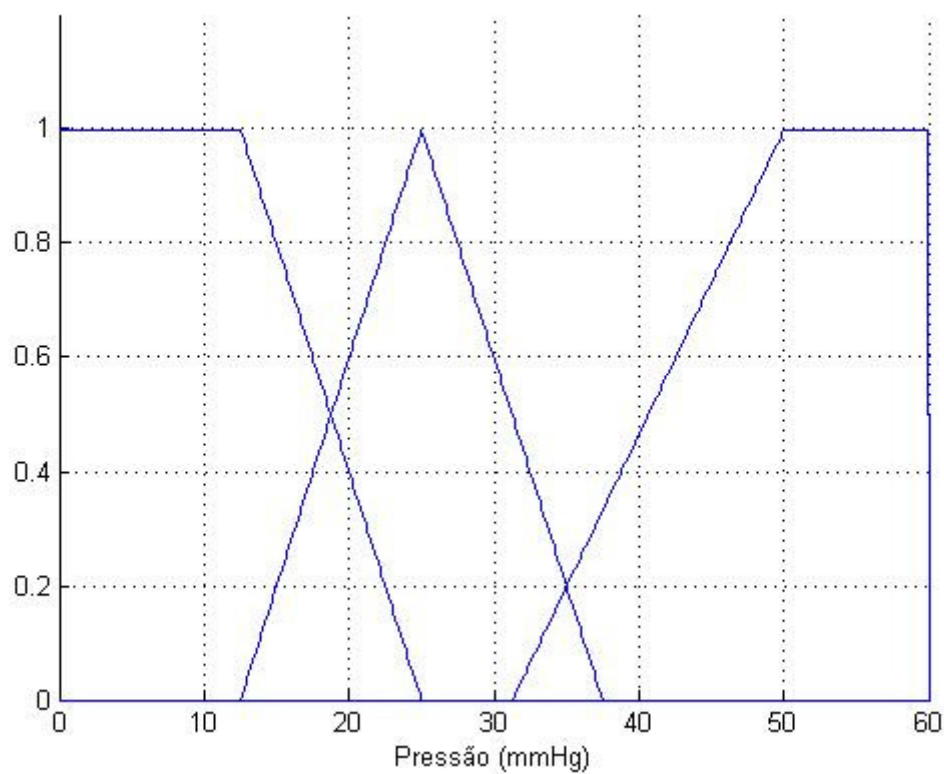


Figura 3.12. Ilustração da variável lingüística pressão

3.4.3 Descrição da variável lingüística ‘Tempo’

Conjunto de termos: {Baixo, Alto}

Universo de discurso: [0 15] (min)

Funções de pertinência: Considerando que o tempo permanece sendo considerado baixo ou alto perto dos extremos, a função de ativação considerada é a trapezoidal, conforme pode ser visto na figura 3.13.

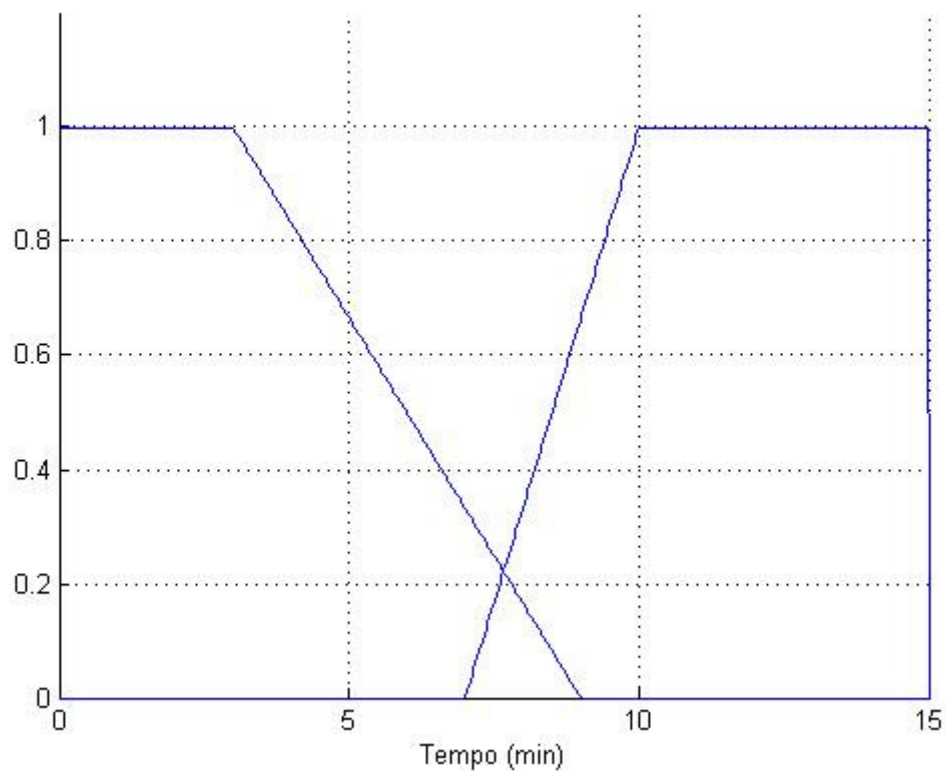


Figura 3.13. Ilustração da variável linguística tempo

3.4.4 Descrição da variável linguística ‘Saída’

A saída é informação de tensão para os atuadores. A saída tem ligação com a entrada de pressão que possui valor crítico e, portanto, fornece também a localização da aplicação da tensão.

Conjunto de termos: {Norma, Alerta, Crítica}

Universo de discurso: [0 1] (V) normalizado

Funções de pertinência: triangular e trapezoidal, conforme pode ser visto na figura 3.14.

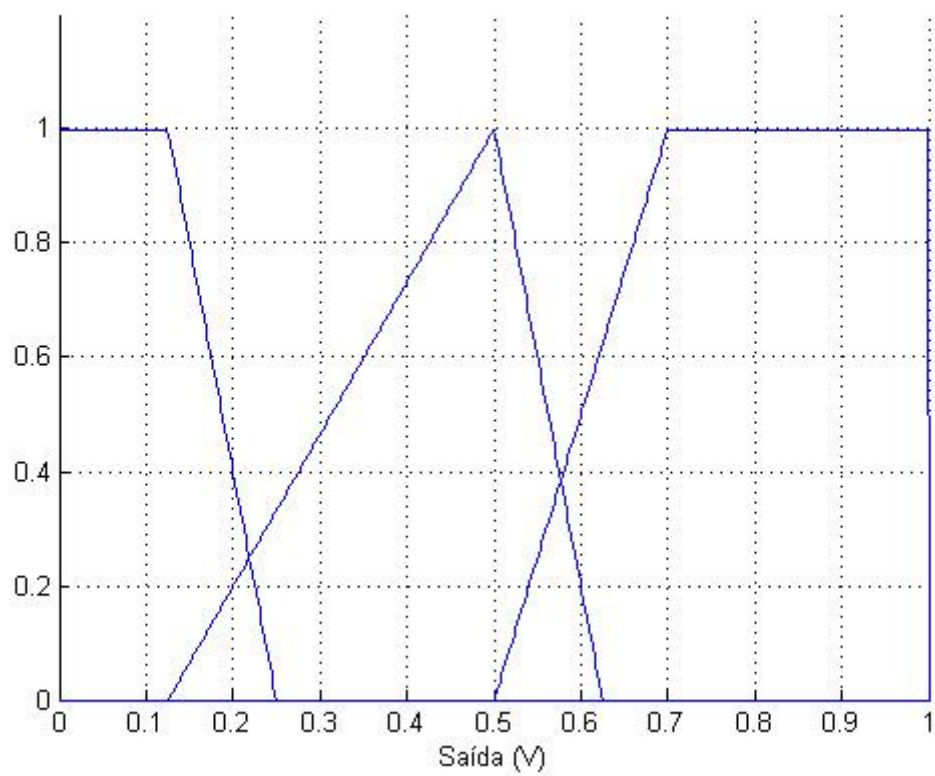


Figura 3.14. Ilustração da variável lingüística saída

4.0 Resultados

4.1 Testes preliminares com o sensor de pressão

O teste do sensor se fez necessário pela razão de se determinar sua faixa de operação útil, com base na pressão que lhe é aplicada. Com base nas medidas padrões fornecidas no item 3.1.2, é possível estimar essa faixa.

Apesar de se conhecer o comportamento esperado do sensor, não se sabe de que forma este reage à aplicação de pressão na prática. Para se estimar tal comportamento, foi útil estimar um passo de medição, ou seja, a pressão aplicada é incrementada segundo esse valor de passo.

Com base nas tabelas de Dempster, um indivíduo masculino de massa aproximada de 60kg (por ser um teste de faixa de operação, a precisão da massa não é primordial) foi escolhido como padrão inicial. Isso é justificável, tendo em vista que os lesados medulares são, em geral, magros (devido à perda muscular e por razões ligadas à reabilitação) e do sexo masculino (por exemplo, em Londrina em 1996, atingiu os homens na proporção de 1,8:1 [27]).

Assim, o peso do tronco é determinado por meio da tabela 3.1, pois são conhecidos os pesos das coxas, canelas e pés (multiplicar os valores da tabela por dois e somar) e o peso total. A soma das massas dos membros inferiores é igual a 19,664kg. Então, a massa do tronco é igual 41,526kg, valor obtido da diferença entre o peso total e os membros inferiores. A força peso relacionada a uma aceleração da gravidade de 10m/s^2 é de 415,26N.

A área do assento é obtida conforme tabela 3.3. As dimensões de interesse são a 194 (comprimento nádega Joelho), 61,3cm, e a 459 (largura do quadril sentado), 38,4cm. Considerando a região um retângulo, a área do assento é igual a $2353,92\text{cm}^2$ ou $0,24\text{m}^2$, aproximadamente.

A pressão do tronco sobre a área do assento é de $0,176\text{N/cm}^2$. Sendo a área da célula do eletrodo de $0,56\text{cm}^2$, a força aplicada pelo tronco sobre essa área é 0,0952N ou ainda a força peso equivalente de uma massa de 9,5g. Esse valor está superestimado, pois a maior parte da pressão estará concentrada na região do ísquio, tendo então a dimensão **194** (da Tabela 3.3) a possibilidade de ser diminuída.

Como a força peso aplicada no sensor é pequena, optou-se por diminuir o passo, de aproximadamente 0,5g. O incremento de massa é realizado por meio da introdução de discos de metal, para se verificar o que ocorre quando esse valor de força é atingido e se o comportamento da resistência é coerente com o esperado. A figura 4.1 apresenta os discos de metal, individual e conjunto com dez discos, utilizados para verificar o

comportamento do sensor.



Figura 4.1. Discos de metal utilizados para verificar o funcionamento do sensor

Os resultados encontrados estão na tabela 4.1.

Tabela 4.1. Incremento de massa sobre o sensor e valor de resistência associado

Disco		Resistência (MΩ)	Disco		Resistência (MΩ)
1	0,51g	18,5	11	5,55g	10,8
2	1g	16,5	12	6,05g	9,2
3	1,5g	16,0	13	6,56g	9,6
4	2,01g	15,4	14	7,06g	10
5	2,52g	14,0	15	7,57g	9,8
6	3,02g	13,0	16	8,07g	8,2
7	3,52g	12,5	17	8,57g	7,9
8	4,04g	11,6	18	9,07g	7,9
9	4,55g	11,0	19	9,58g	8,0
10	5,06g	10,55	20	10,08g	7,7

Com base nos valores de resistência obtidos na tabela 4.1, observa-se que o comportamento do sensor é diferente do esperado. Foi possível observar que este apresenta uma espécie de inércia quando um passo muito pequeno de carga é aplicado, não variando a resistência conforme o esperado. Entretanto, quando passos maiores são aplicados, este opera normalmente. Não foram colhidos dados para o caso de passos maiores pois o objetivo era determinar se o aumento do passo era eficiente ou não no funcionamento esperado do sensor, que foi verificado quando voluntários presentes no laboratório sentaram-se sobre o mesmo. Assim, foi comprovada a existência do limiar de acionamento deste sensor, fato que torna seu uso bastante interessante no projeto, pois este irá detectar o aumento sensível da pressão quando a almofada se acomodar.

4.2 Limites de operação

A faixa de operação do sensor foi determinada com o auxílio do dinamômetro. Como o sensor varia sua resistência conforme a figura 3.2, um divisor resistivo é necessário para se determinar a faixa de resposta do sensor. O circuito montado está representado na figura 4.2.

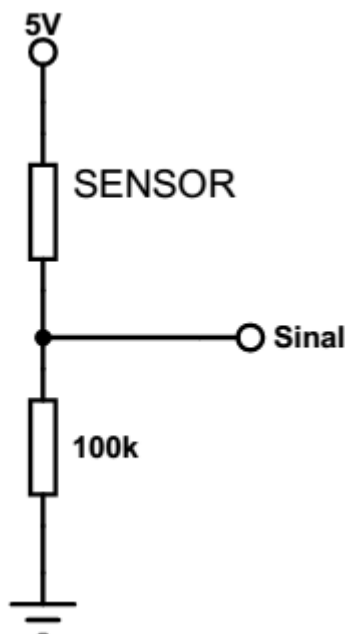
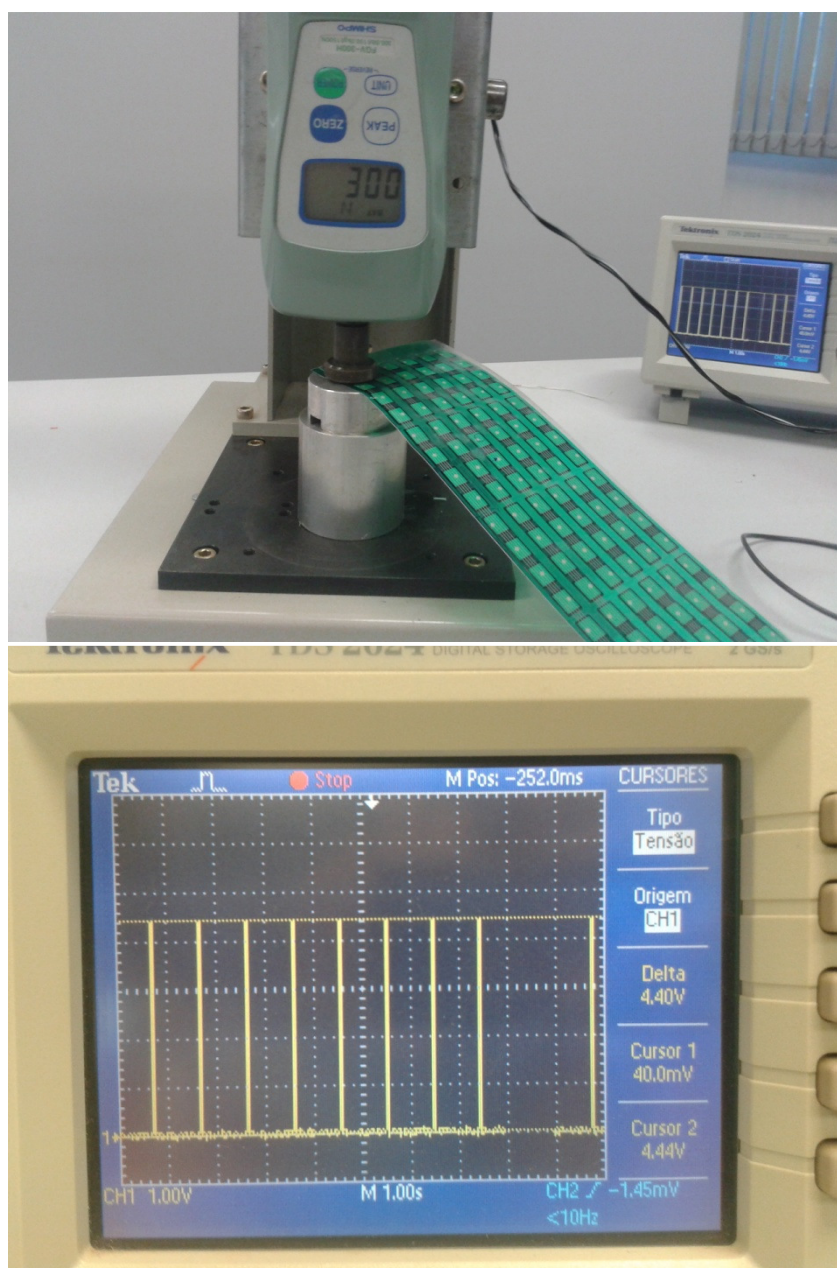


Figura 4.2. Circuito montado para se determinar a faixa de resposta do sensor

Tendo em vista que a resistência do sensor diminui com a aplicação de força, o limite do sensor será atingido quando a tensão do **Sinal** atingir valor próximo de 5V. O sinal de saída foi monitorado no osciloscópio, conforme mostra figura 4.3 e a faixa de operação do sensor foi de 0,52N a 300N, este último escolhido pouco antes do verdadeiro valor limite do sensor para garantir uma margem de segurança, sabendo ainda que o valor de força de 300N em uma área de 56cm² não será atingido para esta aplicação.



4.3. Determinação da faixa de operação do sensor

A próxima etapa é determinar o limiar de pressão que é prejudicial. Para tal, é necessário analisar valores de pressão que foram medidos, presentes na literatura e que fornecem referência para os limites aceitáveis. Uma curva interessante está mostrada na figura 4.4, que ilustra como é a relação da pressão em proeminências ósseas com o tempo.

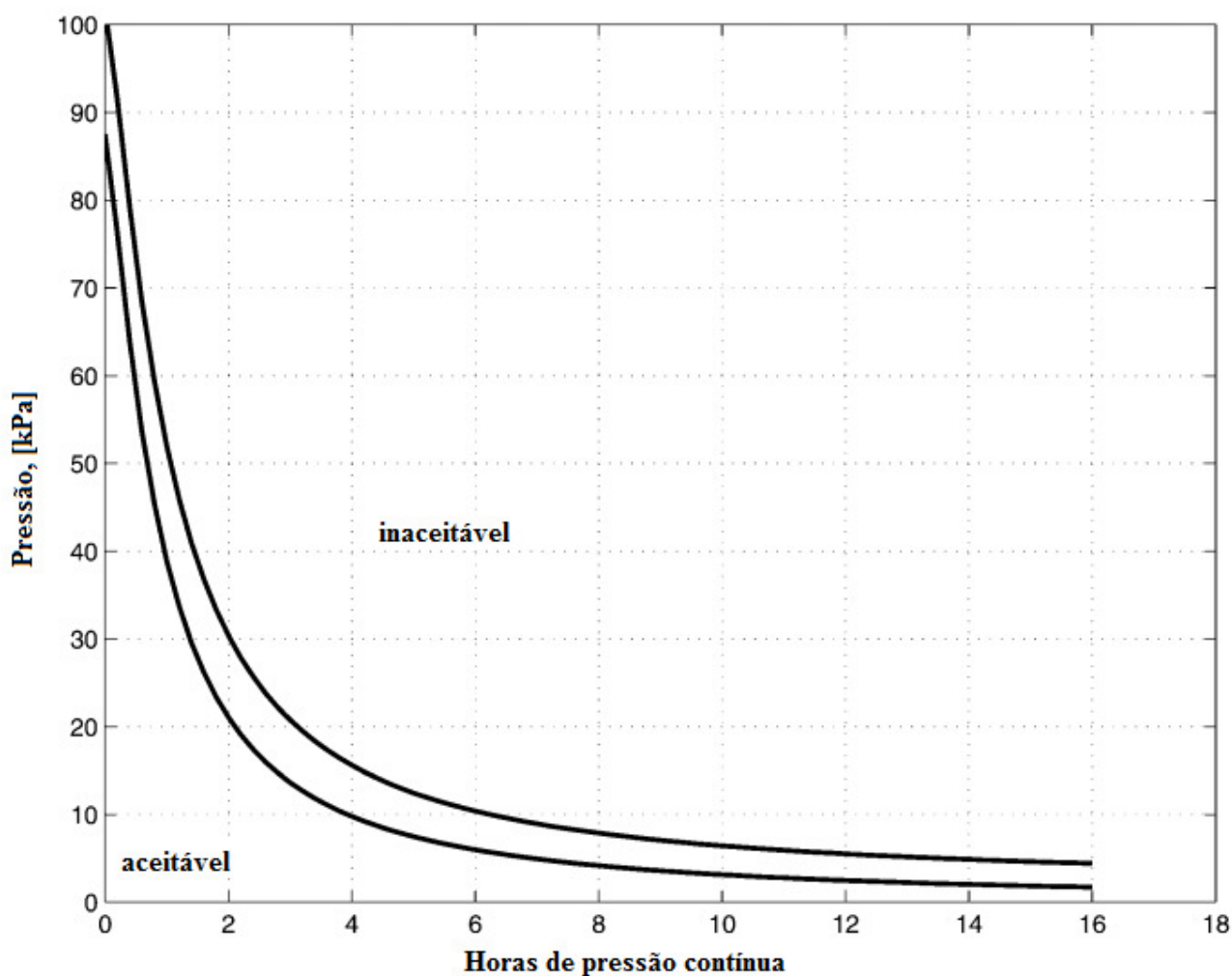


Figura 4.4. Pressão permitida contra tempo de aplicação em tecidos com proeminências ósseas.[28]

Como a medição da pressão na interface é realizada de diversas formas, não há consenso sobre o valor de pressão que é prejudicial ao tecido, mas há alguns valores que podem ser estipulados inicialmente como iniciais. Por exemplo, uma pesquisa feita para uma companhia de colchões em pessoas idosas retornou os resultados presentes na tabela 4.2.

Tabela 4.2. Valores de pressão aplicada por pessoas idosas em diversas posições[12]

Região do sacro quando reclinado, encosto com inclinação a 45°	62 – 107mmHg (8,3 – 14,3 kPa)
Trocâter, deitados de lado, quadris e joelhos a 60°	6 – 156 mmHg(8,1 – 20,8kPa)
Calcanhares	107 – 213 mmHg (14,3 – 28,4kPa)
Tuberosidade isquiática quando sentada em uma almofada padrão de 3”	60-146mmHg (8-19,5kPa)

A figura 4.5 apresenta um mapa de pressão bastante ilustrativo, que mostra onde estão as áreas críticas quando a pessoa está sentada.

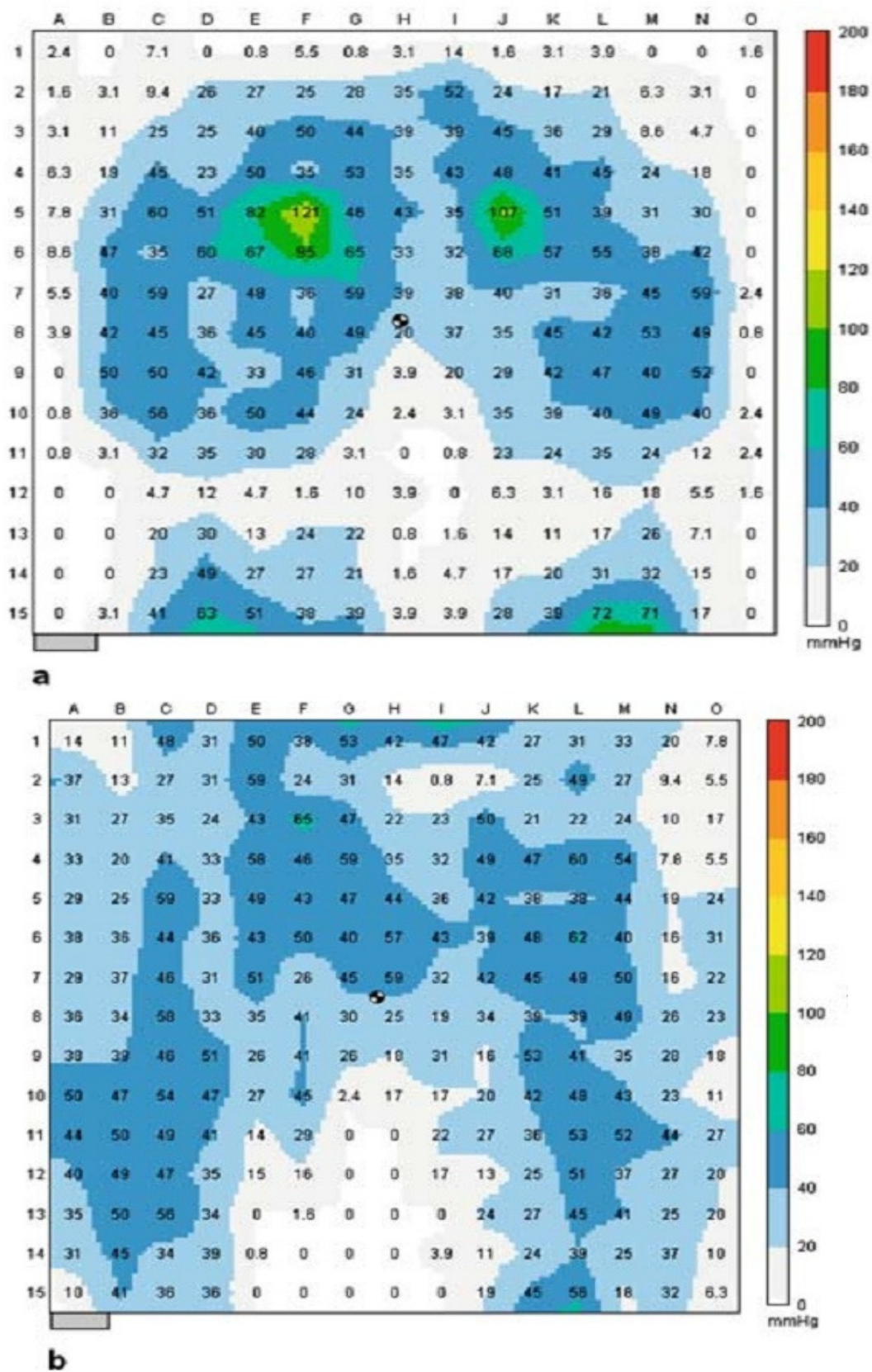


Figura 4.5. Áreas de pressão mapeadas por sensores.[12]

E a influência do apoio para pés e o material da almofada pode ser vista na figura 4.6.

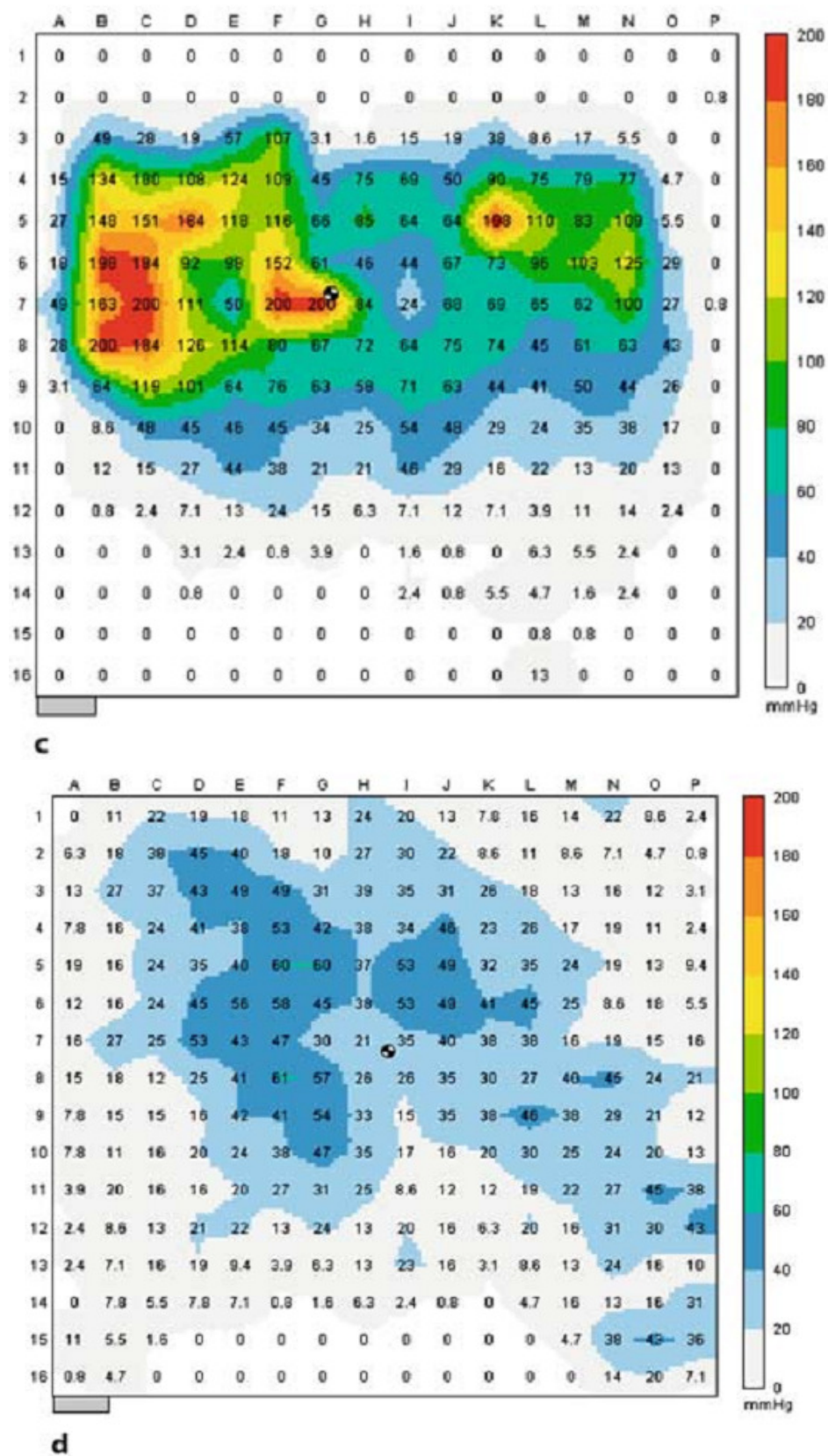


Figura 4.6. Diferença na distribuição da pressão quando se usa apoio para pés(d) e quando não se usa(c). [12]

A figura 4.6 mostra quão crítico é o uso adequado do apoio para pés na pressão, sendo que este deverá ser ajustado de modo a posicionar a bacia ligeiramente para a frente e não deixar os pés desapoitados. Além disso, estudos também apontam o material como importante elemento na distribuição da pressão, como por exemplo, a pressão de interface pode aumentar de 106 a 221mmHg (de 14,1 a 29,5kPa) na almofada de espuma, à medida que o paciente variou sua posição na cadeira de inclinar-se para a frente para inclinar-se para a direita.

Como são pouco frequentes os dados sobre tensões de deformações nos tecidos moles de seres humanos ao se sentar, assim como os valores desejados destes parâmetros [29], para primeira análise do efeito da pressão, serão usados dados de pressão fornecidos em *Projeto conceitual de sisemas de assento para cadeira de rodas: Uma abordagem sistemática*, 2009. Pressões de 100 a 300mmHg são toleradas de 2 a 4 horas, ao passo que pressões de 20 a 50 mmHg são toleradas por até 12 horas. Considerando que o usuário fará uso da almofada por períodos prolongados, o valor limite de pressão será tomado como 50mmHg ou 66,66kPa. Com esse valor de pressão, tem-se $66,6\text{g/cm}^2$, o que é aproximadamente 130 discos. A resistência medida quando esses discos são posicionados sobre uma célula do eletrodo é 3,3M Ω .

4.3 Teste da aquisição de dados

Para verificar a eficácia do aparato montado, foram realizados testes, um com uma cadeira revestida (macia) e outro com uma cadeira de madeira, ambos sem apoio dos pés. Os resultados esperados são:

- a) Valores de pressão maiores na região do ísquio e próximos ao joelho.
- b) Valores de pressão maiores no caso da cadeira de madeira.

É importante ressaltar que os valores apresentados nas tabelas 4.3 e 4.4 estão na sequência de posicionamento do sensor, ou seja, com os valores dos contadores de controle dos demux foi possível mapear a posição dos valores de pressão, o que facilita a visualização dos valores e sua análise. A região do ísquio é próxima da coluna 0 e a parte posterior da coxa que sofre maior pressão quando o pé não está apoiado está próxima da coluna 2. A figura 4.7 mostra o posicionamento do sensor.

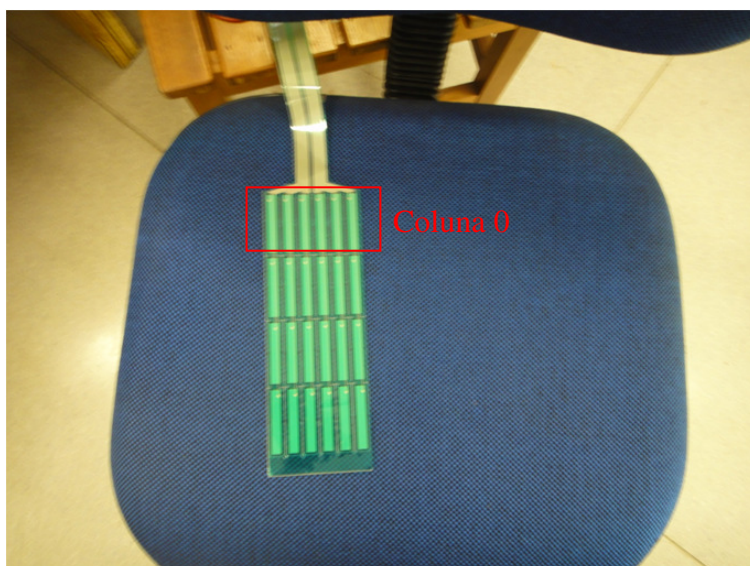


Figura 4.7. Posicionamento do sensor na cadeira para o teste

4.3.1 Teste com cadeira revestida

O teste com a cadeira revestida foi realizado sem o apoio dos pés. A frequência de amostragem igual a 100Hz, número de amostras igual a 960. Como a varredura de cada eletrodo ocorre a cada 960ms e o valor é atualizado no programa Labview a cada 10ms, cada coluna tem 10 valores de pressão para serem analisados. A Tabela 4.3 mostra os valores obtidos de pressão. O tempo de aquisição é de 9,6s.

Tabela 4.3. Valores de pressão obtidos para cadeira de revestida em mmHg

	Linha 0	Linha 1	Linha 2	Linha 3	Linha 4	Linha 5
Coluna 0	6,207093	6,293878	7,871211	8,026114	10,22427	9,680797
	6,794611	7,100839	8,203485	9,006179	10,90838	9,77114
	6,359026	7,122755	7,78282	8,849518	10,95418	9,906832
	6,51123	7,035129	7,981828	9,387821	11,41347	10,45171
	6,31559	7,122755	8,181294	9,006179	11,13761	10,22427
	6,881993	6,881994	8,225682	9,342835	10,97709	10,15615
	6,467716	7,496172	8,38122	8,939003	10,97709	9,432829
	6,48947	7,430157	9,613099	9,522917	11,09171	9,028583
	6,794611	7,122755	8,782463	9,477863	11,29842	9,703374
	6,445967	7,10084	9,006179	9,43283	11,27543	9,477863
Coluna 1	2,702233	2,494424	1,915288	2,307835	2,827167	3,328768
	3,119404	3,454636	2,93142	2,702233	3,412659	3,875563

	3,370703	3,182158	1,729986	2,328547	3,224021	3,727999
	2,868852	2,827167	1,791708	2,059696	3,182158	3,833375
	3,056696	3,161234	2,101001	2,494424	3,244959	3,791209
	3,328767	3,203086	2,018411	2,93142	3,307808	3,727999
	2,93142	3,161234	2,577486	2,702234	3,328767	3,433645
	2,764677	3,182158	2,494424	3,119403	3,433646	3,328768
	3,244959	3,224021	2,059696	3,119403	3,433646	3,685886
	3,224021	3,119403	2,080346	3,685886	4,235007	3,328768
Coluna 2	7,804908	6,402484	7,364193	8,514762	16,40921	1,973145
	7,518187	6,185411	6,816448	7,408163	15,6093	19,27812
	7,893323	5,83923	7,298279	8,447966	15,56105	19,05229
	7,650403	5,774479	7,672458	8,314527	11	19,55489
	7,804909	6,250475	7,606309	7,871211	15,63344	20,06024
	7,937564	6,033785	7,496171	7,91544	15,44053	19,07735
	7,871212	6,18541	8,070423	7,959694	16,21464	18,80201
	7,760737	6,750953	7,937564	8,492491	16,653	19,6053
	7,981827	6,380752	8,537039	8,559322	16,75071	19,37867
	7,716586	6,315589	7,91544	8,292307	16,77515	19,253
Coluna 3	2,848007	3,182158	2,287129	3,098495	3,203086	3,328767
	3,077593	3,433645	2,639836	3,517641	4,065666	3,349733
	3,035803	3,643794	2,411444	3,391679	3,475633	3,454636
	3,496635	3,286853	1,977146	3,622755	3,70694	3,601721
	3,475633	3,077593	2,723043	3,770135	3,749064	4,086815
	3,517641	2,93142	2,556713	3,328768	3,854466	3,791209
	3,265904	3,664837	3,035803	3,349732	3,664837	4,341016
	3,749064	3,412659	2,889703	3,833375	4,298597	4,341016
	3,119403	3,96	2,889703	3,791209	4,638554	4,553438
	3,727999	3,917771	2,848007	4,256198	4,21382	4,617267

4.3.2 Teste com cadeira de madeira

O teste com a cadeira de madeira foi realizado sem o apoio dos pés. A frequência de amostragem igual a 100Hz, número de amostras igual a 960. Como a varredura de cada eletrodo ocorre a cada 960ms e o valor é atualizado no programa *Labview* a cada 10ms, cada coluna tem 10 valores de pressão para serem analisados. A

Tabela 4.4 mostra os valores obtidos de pressão. O tempo de aquisição é de 9,6s.

Tabela 4.4. Valores de pressão obtidos para cadeira de madeira em mmHg

	Linha 0	Linha 1	Linha 2	Linha 3	Linha 4	Linha 5
Coluna 0	8,026113	12,45569	7,959693	16,02049	16,5798	25,27027
	8,292308	11,41347	8,447966	16,5798	19,95895	28,90044
	8,336752	11,59786	7,915441	16,02049	22,369	28,70593
	8,492491	12,03733	7,78282	16,60419	22,13554	29,76657
	8,983781	11,85202	7,584269	16,43356	18,92707	28,15233
	8,693137	12,38583	7,584269	16,04474	16,62859	24,3905
	8,559322	12,4324	7,452155	16,40921	16,28755	23,62406
	8,871881	12,38583	7,91544	16,14179	16,28755	23,86125
	8,403463	12,36255	7,849106	16,48228	16,28755	25,1632
	8,670821	11,82889	7,430157	15,58517	16,19035	23,78212
Coluna 1	2,473672	1,956522	1,278755	2,121662	3,917771	7,562236
	3,601722	2,121662	1,156116	2,556713	3,981123	7,78282
	3,622755	2,535945	1,094864	2,66063	3,812289	7,320244
	3,538654	2,639836	1,524578	2,723043	3,96	8,314527
	3,749064	2,432181	2,018411	2,973158	4,298597	8,159107
	3,580694	2,639836	1,874074	2,66063	3,833375	8,737789
	4,00225	2,764677	1,791708	2,556712	4,12913	8,425711
	3,812289	2,432181	1,915288	2,910559	3,727999	8,314528
	3,664837	2,349263	1,688864	2,702233	3,96	8,159108
	3,41266	2,619048	1,894678	2,806332	4,065666	8,38122
Coluna 2	6,272175	7,254364	7,893323	12,4324	10,61128	12,61892
	6,554766	7,298279	9,230472	13,36896	10,65692	13,15738
	6,576543	7,408162	9,028583	13,48673	11,09172	13,20435
	6,729132	7,562237	9,387821	13,91198	11	13,1339
	6,663703	6,969466	9,32035	13,22785	10,86261	12,33928
	6,729132	7,80491	9,387821	13,3925	10,52006	12,5023
	6,554765	7,650403	8,916624	13,67548	10,81686	12,47899
	7,07893	7,694519	9,500387	13,8173	10,58846	12,47899
	7,035127	7,232415	9,118253	14,03046	10,6341	12,5023
	7,07893	7,452156	9,073407	13,62825	10,74828	12,5023
Coluna 3	2,785502	2,183673	1,894678	2,411444	3,685886	6,077078

	3,517642	2,452924	1,977146	2,619048	4,44716	7,276319
	3,559672	2,535944	2,22504	2,432181	4,150294	7,188536
	3,496634	2,452924	2,183673	2,848007	4,362235	7,298279
	3,496635	2,059696	2,390712	2,952286	4,065666	7,760736
	3,664837	2,827167	2,390712	2,848007	4,235006	7,232415
	3,622755	3,098495	2,390712	2,827167	4,298596	7,694519
	3,96	2,577486	2,018411	2,827167	4,298596	7,144675
	3,307808	2,764677	2,101001	2,848007	4,319804	7,540209
	3,664836	2,889703	2,328547	2,473671	4,76639	6,925718

As tabelas 4.3 e 4.4 apresentam os resultados esperados para o teste. Os valores de pressão nas áreas críticas são maiores e, comparando as pressões aplicadas na cadeira macia e na de madeira, observa-se que as aplicadas nesta última são maiores. Para melhor visualização, os valores de pressão foram comparados e aplicados em uma matriz com valores determinados de modo a formar uma imagem em escala de cinza. A matriz foi montada com base na relação posição x pressão, ou seja, de forma a formar o mapeamento de pressão no sensor. A separação dos valores foi realizada pelo Método do Vale e o valor de limiar determinado foi mantido para ambos os testes, com intuito de comparação. A Figura 4.8 mostra as imagens obtidas após essa manipulação. Quanto maior a pressão, mais claro é o diagrama.



Figura 4.8.a. Pressões aplicadas na cadeira revestida



Figura 4.8.b. Pressões aplicadas na cadeira de madeira.

4.4 Processo de inferência

O processo de inferência, como descrito no item 1.4.10, foi realizado com o *toolbox* do software Matlab, que realiza automaticamente o processo de inferência, que gera a saída a partir da aplicação das regras nas variáveis de entrada. Os conectivos são E é mínimo e OU é máximo, a implicação é por Mamdani e a agregação é por máximo. Realiza também a defuzzificação, utilizando o método do centro de área.

Como simplificação inicial, considerou-se a operação apenas quando o tempo for alto. Testes posteriores determinarão se o termo ‘tempo baixo’ é necessário. Assim, são cinco entradas e quatro delas possuem três possibilidades de variação, o que daria um conjunto de 81 regras. Para simplificar, foi considerado que a pressão crítica só será aplicada em sensores próximos, o que é bastante razoável quando se leva em conta que a região de maior incidência de úlceras de pressão em usuários de cadeiras de rodas, o ísquio, não tem área muito grande. Além disso, algumas combinações de entrada são impossíveis, devido à anatomia humana quando sentada. As saídas consideradas fazem referência ao local onde a pressão deve ser aliviada. Assim, é considerado que o atuador da Saída 0 esteja posicionado entre as colunas 0 e 1 e que o atuador da Saída 1 esteja posicionado entre as colunas 2 e 3. As regras são apresentadas na tabela 4.5, com a legenda adequada.

$\left\{ \begin{array}{l} \text{Pressão: Alta (PA), Média (PM), Baixa (PB)} \\ \text{Tempo: Alto (TA), Baixo (TB)} \\ \text{Saída: Normal (SN); Alerta (SA); Crítica (SC)} \end{array} \right.$

Tabela 4.5. Conjunto de regras

SE

ENTÃO

E1	E2	E3	E4	t	S1	S2
-	-	-	-	TA	SN	SN
-	-	PA	-	TB	SN	SA
PB	PB	PB	PB	TB	SN	SN
PA	PA	PB	PB	TB	SC	SN
PA	PM	PB	PB	TB	SA	SN
PB	PB	PB	PB	TA	SN	SN
PM	PB	PB	PB	TA	SN	SN
PM	PM	PB	PB	TA	SA	SN
PA	PM	PB	PB	TA	SC	SN
PM	PA	PB	PB	TA	SC	SN
PA	PA	PB	PB	TA	SC	SN
PA	PA	PM	PB	TA	SC	SN
PA	PA	PA	PB	TA	SC	SA
PA	PA	PM	PA	TA	SC	SA
PA	PA	PA	PM	TA	SC	SA
PA	PA	PA	PA	TA	SC	SA
PB	PB	PB	PB	TA	SN	SN
PM	PM	PM	PM	TA	SA	SA
PA	PM	PM	PM	TA	SA	SA
PM	PA	PM	PM	TA	SA	SA
PA	PA	PM	PA	TA	SA	SA
PA	PA	PM	PA	TA	SC	SA

PA	PA	PM	PM	TA	SC	SA
PA	PA	PM	PA	TA	SC	SA
PA	PA	PA	PM	TA	SC	SA
PA	PA	PA	PA	TA	SC	SC

O toolbox do Matlab fornece a superfície Fuzzy de saída que relaciona as entradas. Essa superfície pode ser mapeada em uma matriz. Essa matriz pode ser implementada em hardware e sem a necessidade de repetir o processo de inferência Fuzzy. O software *Matlab* possui a ferramenta que transforma as superfícies Fuzzy em matriz. A montagem da matriz de valores referentes à superfície Fuzzy depende dos requisitos de memória que se tem disponível. [20]. O *software* ainda fornece a visualização das regras, das regras ativadas e das variáveis de saída, conforme mostra a figura 4. 9.

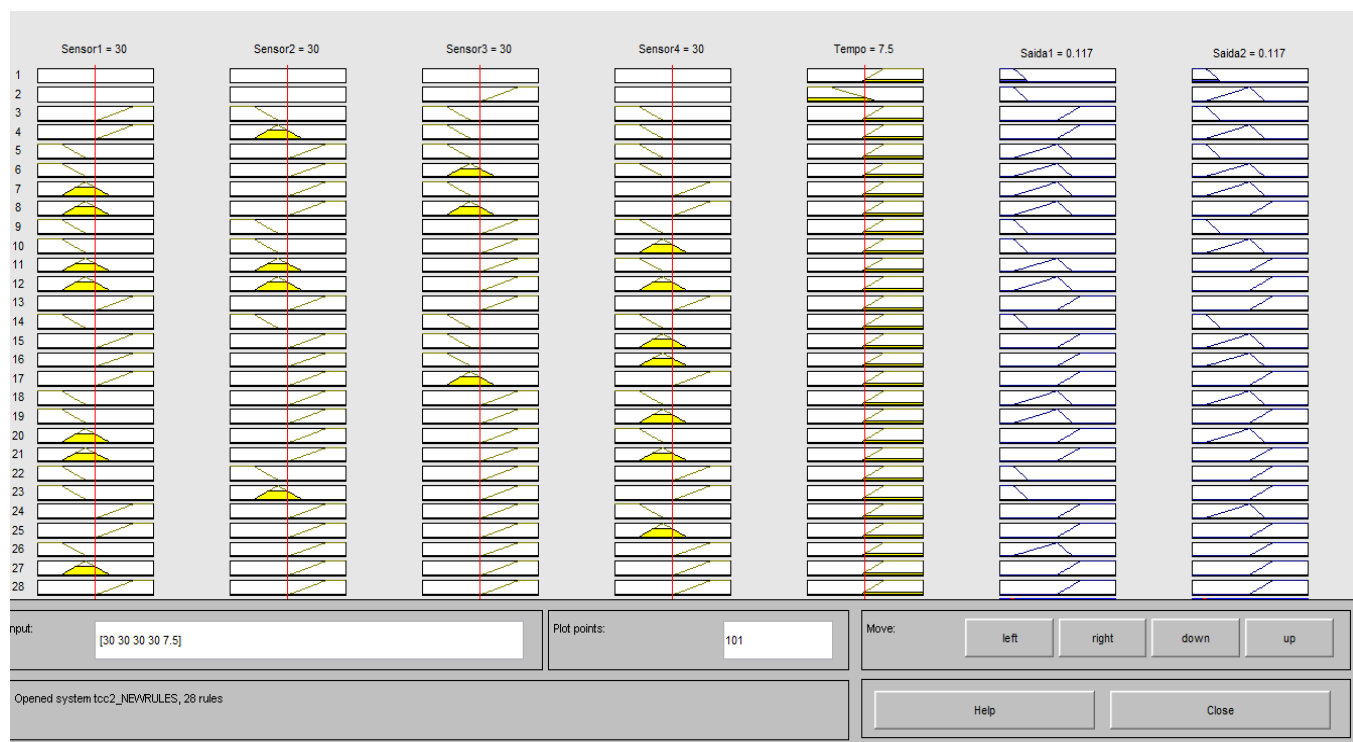


Figura 4. 9. Visualização das regras ativadas do controlador Fuzzy fornecidas pelo toolbox do Matlab

Para que valores de tempo maiores sejam considerados, uma nova aquisição de dados foi procedida, com tempo de aquisição de 900s. Os resultados obtidos entre 14,04 e 15 min (1 ciclo do sensor) estão apresentados na Tabela 4.6. Como citado em 1.4.11 o controlador fuzzy deve retornar um valor pontual, ou *crisp*, para que os atuadores da malha de controle realizem as ações necessárias.

Tabela 4.6. Valores de saída do controlador Fuzzy

Coluna 0	Coluna 1	Coluna 2	Coluna 3	Saída 0	Saída 1
36,81	32,89	29,54	29,65	0,481	0.393
34	33,9	25,67	32,65	0,523	0.392
36,5	32,2	28,9	30,42	0,45	0.392
36,74	34,5	29,2	29,5	0,554	0.389
35,46	33,8	27,74	31,8	0,535	0.338
34,8	32,5	26,95	32,12	0,477	0.388

4.5 Operação da saída

Com os valores pontuais vindos do controlador Fuzzy, o software Labview realizará a localização de onde a pressão está sendo aplicada e enviará o valor de tensão ao atuador presente na seção.

Inicialmente, foi escolhido um conjunto de dois atuadores que serão convenientemente posicionados e receberão o comando de alívio de pressão vindo do software. O alívio da pressão dependerá da forma como esses atuadores serão posicionados sob a almofada. A análise da inserção destes dispositivos no equipamento e sua eficácia será realizada em estudos posteriores.

5.0 Conclusão

Este trabalho teve por objetivo analisar a distribuição de pressão quando o indivíduo está sentado, através de dados obtidos por um sensor posicionado em um assento. Portanto, foi necessário verificar o funcionamento correto deste sensor. Levando em consideração o fato que a área de aplicação de pressão próxima à região do ísquio é alta e que a pressão em superfícies rígidas é maior que a pressão em superfícies revestidas, foi possível validar os valores obtidos. Esses valores possibilitaram tanto a obtenção de mapas de distribuição de pressão que, embora simples, facilitaram a visualização de áreas críticas, quanto a análise dos parâmetros do controlador Fuzzy.

. Entretanto, este sistema de aplicação dos FSR's para aquisição de pontos de pressão associada aos controladores Fuzzy podem ser as mais variadas possíveis, não só para usuários de cadeira de rodas, como por exemplo a análise da distribuição da pressão plantar durante a marcha ou, para o caso de nível de lesão motora superior, análise da distribuição de pressão quando o paciente está deitado. Para este caso, também seria interessante observar os efeitos de postergação do aparecimento das úlceras da estimulação elétrica funcional (FES) na região do sacrum,. Portanto as aplicações desse dispositivo são muitas, tendo em vista que a análise da distribuição de pressões ajuda a evitar as comorbidades que põe em risco a saúde já debilitada dos lesados medulares.

O uso de um controlador Fuzzy permitiu a mistura dos dados de entrada de forma relativamente simples e rápida, possibilitando ainda observar o valor de saída *crisp*. Isso inclui uma dinâmica na análise dos dados bastante importante, visto que estes são abundantes e variam relativamente com o tempo. Além disso, por se tratar de um sistema qualitativo, dependendo de fatores como anatomia do paciente, posicionamento na almofada e tempo de utilização, os controladores convencionais poderiam não ter resultado satisfatório.

O trabalho foi a ponte para o início de uma análise de distribuição de pressão que pode ter resultados promissores, pois dados quantitativos sobre a pressão que danifica o tecido são escassos e não concisos, além de ser o início da realização de um equipamento que auxiliará os pacientes a ficarem confortáveis e prolongar o aparecimento das úlceras de pressão.

6.0 Referências Bibliográficas

- [1] NOKES, L., Jennings, D. et al. **Introduction to medical electronics applications**. 1. ed. Boston: [s.n.], 1995.
- [2] VILELA, A. L. M. Sistema Nervoso. **Resumos Estruturados de Biologia**. Disponível em: <<http://www.afh.bio.br/nervoso/nervoso3.asp>>. Acesso em: 16 setembro 2013.
- [3] KIRSHBLUM, S. C. et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, 2011.
- [4] WECKER, J. E. Aula de Anatomia. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/neurologia/troncoencefalico.htm>>. Acesso em: 16 set. 2013.
- [5] WECKER, J. E. Aula de Anatomia. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/neurologia/troncoencefalico.htm>>. Acesso em: 16 set. 2013.
- [6] MARSHALL, R. **SA Spinal Cord Injury Service – SASCIS Handbook**. 12. ed. [S.l.]: [s.n.], 2010.
- [7] FRIED, L. P. . F. L. . D. J. . W. J. D. . A. G. Untangling the Concepts of Disability, Frailty, and Comorbidity: Implications for Improved Targeting and Care. **The Journal of gerontology**, mar. 2004.
- [8] VALDERAS, J.M., Starfield, B., Sibbald, B., Salibury, C., Roland, M. Defining Comorbidity: Implications for Understanding Health and Health Services. **Annals of Family Medicine**, Manchester, 2009.
- [9] BRADDOM, R. L. **Physical Medicine e Rehabilitation**. [S.l.]: [s.n.], v. 94, 2013.
- [10] Cooper, R.A., Ohnabe, H., Hobson, D.A **An Introduction to Rehabilitation Engineering**. [S.l.]: Taylor & Francis, 2007
- [11] WADA, A.; Neto, N.T., Ferreira, M.C Úlceras por Pressão. **Revista de Medicina**, p. 8, jul-dez 2012.
- [12] MORAES, H. S. D. **Projeto conceitual de sistemas de assento para cadeira de rodas: Uma abordagem sistemática**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, p. 143. 2009.
- [13] VARELLA, D. Clínica Geral - Escaras. **Dr. Drauzio**, 2012. Disponível em: <<http://drauziovarella.com.br/doencas-e-sintomas/escaras/>>. Acesso em: 20 set. 2013.
- [14] ÚLCERA de pressão. **Espaço Enfermagem**, 2009. Disponível em: <http://espacodocuidador.blogspot.com.br/2009/06/ulcera-de-pressao_23.html>. Acesso em: 20 set. 2013.
- [15] WANDERLEY, B.; PONTES, F. . C. J. Eletroterapia em úlceras de pressão. **Fisio Web**, 2005. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaudefisioterapia/eletro/eletro_ulceras/eletro_ulceras.htm>. Acesso em: 20 set. 2013.
- [16] CALIRI, M. H. L. Úlcera por Pressão. **Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto**, 2010. Disponível em: <http://www2.eerp.usp.br/site/grupos/feridasronicas/index.php?option=com_content&view=article&id=19&Itemid=28>. Acesso em: 21 set. 2013
- [17] SZETO, A. Rehabilitation Engineering and Assistive Technology. In: ENDERLE, J.;

- [18] PEDRYCZ, W.; GOMIDE, F. **Fuzzy systems engineering: Toward human centric computing**. [S.l.]: [s.n.], 2007.
- [19] TANSCHKEIT, R. **Sistema Fuzzy**. PUC. Rio de Janeiro, p. 35.
- [20] SILVA, I. N. D. **Notas de aula de SEL0421- Sistemas Inteligentes**. EESC-USP. São Carlos. 2012.
- [21] TUTORIAL de Lógica Fuzzy. **Condição Inicial**, 2010. Disponível em: <<http://condicaoInicial.com/2010/04/tutorial-de-logica-fuzzy-1.html>>. Acesso em: 2013 set. 23.
- [22] WOODBURN, J.; HELLIWELL, P. S. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. **Clin. Biomech**, v. 11, p. 4, 1996.
- [23] MANESS, W. L. et al. **Pressure and contact sensor system for measuring dental occlusion**. 4,856,993s, 1985.
- [24] Dempster, W.T., Gaughran, G.R.L., Properties of body segments based on size and weight, 1987. 22.
- [25] NASA. Anthropometry and Biomechanics, NASA-STD-3000. [S.l.]: [s.n.].
- [26] CLIQUET, A., Andrews, B.; Varoto, R. **Centro de Ciência e Inovação na Lesão Medular**. [S.l.], p. 32. 2012.
- [27] TATE, D. G. **Spinal Cord Injury Co-Morbidities**. Third Trauma Conference. Washington D.C., EUA: [s.n.]. 2010
- [28] FRIED, L. P. . F. L. . D. J. . W. J. D. . A. G. Untangling the Concepts of Disability, Frailty, and Comorbidity: Implications for Improved Targeting and Care. **The Journal of gerontology**, mar. 2004.
- [29] LIANZA S., P. K. Diagnóstico e Tratamento da Espasticidade. **Projeto Diretrizes, Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação**, 28 maio 2001. 12.
- [30] INTERNATIONAL Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps (ICIDH). World Health Organization Geneva. [S.l.]: [s.n.]. 1980. p. 207.
- [31] BRONZINO, J. **Introduction to Biomedical Engineering**. 3ª. ed. [S.l.]: [s.n.], Cap. 5, p. 44.
- [32] ANDRADE, M. J.; GONÇALVES, S. Lesão Medular Traumática - Recuperação Neurológica e Funcional. **Acta Médica Portuguesa** , Porto, p. 6, 2007.
- [33] BADER, D. . B. C. . C. D. . O. **Pressure Ulcer Research**. Berlin: Springer, 2010.
- [34] LINDER-GANZ, E. et al. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental MRI and finite element approach. **Journal of Biomechanics**, 2007.
- [35] VAROTO, R. Desenvolvimento e avaliação de um protótipo de sistema híbrido para membro superior de tetraplégicos, São Carlos, 2010. 250.

- [36] PEDRYCZ, W.; GOMIDE, F. **Fuzzy systems engineering: Toward human centric computing**. [S.l.]: [s.n.], 2007.
- [37] TANSCHKEIT, R. **Sistema Fuzzy**. PUC. Rio de Janeiro, p. 35.
- [38] CHALOM, G.; WEISS, A. **Teoria dos Conjuntos - Uma introdução**. IME - USP. Rio de Janeiro. 2009. (95)