

1. INTRODUÇÃO	15
1.1 MOTIVAÇÃO	15
1.2 OBJETIVOS DO PROJETO	16
1.2.1 <i>Objetivo geral</i>	16
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i>	16
1.3 ORGANIZAÇÕES DA MONOGRAFIA.....	17
2. REVISÃO TEÓRICA	18
2.1 FISIOTERAPIA: VISÃO GERAL.....	18
2.1.1 <i>Reabilitação</i>	21
2.1.2 <i>Reabilitação robótica</i>	22
2.2 CONVERSORES DE SINAIS	24
2.2.1 <i>Conversor D/A</i>	25
2.2.2 <i>Conversor A/D</i>	26
2.3 MOTORES CC	28
2.3.1 <i>Princípios de funcionamento</i>	28
2.3.2 <i>Controle de velocidade</i>	31
2.3.3 <i>Caixas de redução</i>	32
3. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	35
3.1 VISÃO GERAL	35
3.2 ESCOLHA DOS COMPONENTES	37
3.3 ESQUEMA ELÉTRICO.....	42
3.4 COMUNICAÇÃO EXTERNA	45
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	47
4.2 PROBLEMAS ENCONTRADOS.....	54
5. CONCLUSÕES.....	56
6. TRABALHOS FUTUROS.....	58
7. BIBLIOGRAFIA.....	59
APÊNDICE A - MÉTODO DE FABRICAÇÃO DE PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO.....	61
APÊNDICE B – MONTAGEM DA MAQUETE	66
APÊNDICE C – CÓDIGO FONTE DO MICROCONTROLADOR.....	73

1. Introdução

O uso das tecnologias de informação, comunicação e afins na reabilitação é um recurso emergencial, que pode aumentar a capacidade e a acessibilidade das medidas de reabilitação por meio de intervenções remotas [1].

1.1 Motivação

Com a tecnologia se voltando cada vez mais para que as pessoas consigam resolver suas pendências ou realizar tarefas saindo menos de casa ou se locomovendo menos, a motivação serve para gerar um pouco mais de praticidade para o paciente e para o fisioterapeuta, que não precisa necessariamente estar presente para monitorar o paciente, assim como o próprio paciente não precisa necessariamente marcar um horário e depender da agenda do seu médico, como ilustrado na Figura 1.1. Neste contexto, identificamos que a área da saúde é uma das que mais abraça a evolução tecnológica para melhorar a qualidade de atendimento às pessoas, portanto, é um campo promissor para investimento industrial e desenvolvimento em pesquisa.

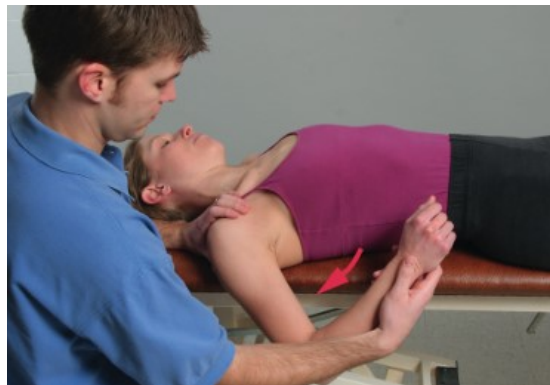


Figura 1.1: Terapia presencial [2].

Vislumbramos que, em primeira instância, este trabalho tem sua aplicabilidade na recuperação fisioterápica de membros como o braço, porém, futuramente será possível desenvolver com a mesma tecnologia, funcionalidades que ajudem na terapia de outros membros, tais como, joelhos, tornozelos, punhos, entre outros. Poderia de maneira direta, facilitar, simplificar e dinamizar o tratamento dos pacientes.

1.2 Objetivos do projeto

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho foi projetar e construir um sistema embarcado de auxílio e monitoramento fisioterapêutico capaz de auxiliar o paciente na reabilitação, tanto fisicamente, estimulando a movimentação do braço através da força de um motor, utilizando o conceito de movimento passivo, melhorando a flexibilidade e mobilidade do membro em questão, quanto o ajudando a monitorar seu próprio desempenho, assim como seu fisioterapeuta, que sem sair de casa ou consultório também pode fazer o acompanhamento e análise não presencial.

1.2.2 Objetivos específicos

O desenvolvimento deste trabalho visa além da aplicação dos conhecimentos teóricos e técnicos adquiridos durante a graduação, expansão destes conhecimentos, principalmente na área de microcontroladores, eletrônica analógica e design de placas de circuito impresso.

A principal aplicação do sistema eletrônico, acoplado a um sistema mecânico, visa auxiliar na terapia especificamente para a região do cotovelo, para o movimento de extensão e flexão do braço.

Este projeto possui como objetivos técnicos específicos implementar os seguintes itens: leitura dos dados enviados pelo potenciômetro, análise desses dados, conversão desses dados para envio ao display, envio dos dados via comunicação serial ao computador e exibição gráfica dos resultados. Para isso foi utilizado um sistema de sensoriamento através de potenciômetro, com um microcontrolador PIC18F2550 como unidade central de processamento e um atuador representado por um motor DC. Os dados coletados do sensor são enviados para a nuvem por um software de IOT.

1.3 Organizações da monografia

Este trabalho está dividido em sete capítulos, estruturados como a seguir:

1. Introdução: apresenta motivação, objetivos e organização do trabalho.
2. Revisão teórica: breve revisão teórica com a finalidade de contextualizar os principais assuntos e bases teóricas tratadas no trabalho.
3. Desenvolvimento do trabalho: descreve o projeto com maior profundidade, detalhando aspectos técnicos e teóricos de seu desenvolvimento. Inclui o método de escolha dos materiais utilizados, e descrições sobre o *software* e *hardware* desenvolvidos.
4. Resultados e discussão: apresenta os resultados obtidos, sua análise, assim como a discussão de suas consequências e o apontamento de soluções para os problemas encontrados.
5. Conclusão: apresenta as conclusões obtidas neste trabalho, bem como sugestões para aprimoramentos futuros.
6. Trabalhos futuros: apresenta sugestões para trabalhos futuros.
7. Bibliografia: apresenta as fontes de informação pesquisadas pelos autores.

2. Revisão teórica

2.1 Fisioterapia: Visão Geral

A Fisioterapia pode ser definida como um tratamento a base de movimento. Exercício terapêutico é o desempenho planejado e sistemático dos movimentos do corpo, posturas ou atividades físicas que tem por intenção promover ao paciente: remediação ou prevenção de deficiências. Melhorar, restaurar ou restabelecer a função física. Prevenir ou reduzir fatores de risco relacionados à saúde e otimizar o estado de saúde ou senso de bem-estar [2] (traduzido pelo autor).

A habilidade da função motora independe de estar em casa, no trabalho, com a comunidade ou durante atividades recreativas, pois está ligada a aspectos sociais, psicológicos e físicos propriamente ditos [3]. Estes aspectos são resumidamente:

- **Balanço:** a habilidade de alinhar seguimentos do corpo contra a gravidade para manter ou se mover. A habilidade de movimentar o corpo com equilíbrio, com a interação do sistema motor e sensorial.
- **Aptidão cardiopulmonar:** habilidade de performance para baixa intensidade, repetibilidade, movimentos totais do corpo ou períodos estendidos de atividade.
- **Coordenação:** tempo certo e sequencial de movimentos musculares combinados com intensidade apropriada de contração, iniciação e orientação do movimento. Essa é a base para movimentos suaves e precisos, feitos de modo consciente ou automático.
- **Flexibilidade:** habilidade de mover livremente, sem restrição. Usado mutuamente com mobilidade.
- **Mobilidade:** habilidade de estruturas ou segmentos do corpo de se mover ou serem movidos em ordem permitindo o alcance de movimento (ROM) para atividades funcionais. Mobilidade passiva é dependente de tecidos suaves (contrátil ou não contrátil) extensíveis. Mobilidade ativa requer ativação neuromuscular.

- Performance muscular: capacidade do músculo de produzir tensão e realizar trabalho físico. A performance muscular envolve força, explosão e resistência.
- Controle neuromuscular: interação do sistema motor e sensorial que permite sinergia dos sistemas, assim como estabilizar ou neutralizar informação antecipadamente, para responder devidamente ao comando, proporcionando correta sequência e criando movimento coordenado.
- Controle e estabilidade de postura e equilíbrio: usado mutuamente com balanço estático ou dinâmico.
- Estabilidade: habilidade do sistema neuromuscular através de sinergia com ações musculares de manter um segmento do corpo distal ou proximal em uma posição estacionária ou para controlar uma base estável durante um movimento imposto.

O alcance de movimento (ROM) é uma técnica básica usada para examinar o movimento e para iniciação do programa de intervenção terapêutica. A movimentação é necessária para que atividades funcionais sejam entendidas, de forma simples, como músculos ou forças externas movimentando ossos em vários padrões ou alcances de movimento [3].

Os ossos se movem respeitando cada conexão com as juntas. A estrutura das juntas, bem como a integridade e flexibilidade de tecidos leves que passam por elas, afetam a movimentação que pode ocorrer entre dois ossos. A maior movimentação possível é chamada de alcance de movimento (ROM). Ao utilizar o alcance de movimento, todas as estruturas da região são afetadas, como: músculos, juntas, ligamentos e nervos. Para descrever o alcance das juntas, termos como flexão, extensão, adução, abdução e rotação são usados [3].

Para a manutenção normal do ROM, os segmentos devem ser movidos periodicamente através de alcances disponíveis, sendo estes das juntas ou músculos. Isto é afetado por muitos fatores, como: doenças musculares, neurológicas ou nas juntas; procedimento cirúrgico ou traumático; ou simplesmente inatividade ou imobilização por qualquer razão, pode conduzir a diminuição do alcance de movimento [3].

Os tipos de tratamento para melhorar o alcance de movimento são passivo, ativo ou ativo-assistido. O método passivo é realizado por um segmento movimentado por uma força externa. Há uma pequena não-voluntariedade contração do músculo. A força externa pode ser pela gravidade, por uma máquina, outro indivíduo ou alguma parte do próprio corpo do indivíduo. O método ativo é o movimento de um segmento produzido por uma ativação da

contração de um músculo, afetando uma junta. O método ativo-assistido é um tipo de movimento ativo, no qual a assistência é promovida manualmente ou mecanicamente por uma força externa para auxiliar na complementação do movimento [3].

A técnica de movimento passivo é indicada quando há inflamação aguda no tecido. O método ativo deve ser feito depois para continuar o processo. Inflamação após cirurgia ou trauma usualmente nos últimos 2 a 6 dias. Além disso, é indicado quando o paciente não é capaz de ativar o movimento de um segmento do corpo, como em paralisia ou paciente acamado, com o movimento promovido por uma fonte externa [3].

O principal objetivo do movimento passivo é diminuir as complicações que podem ocorrer com a imobilização, como degeneração de cartilagem, adesão e formação de contratura e circulação lenta. Os objetivos específicos são também [3]:

- Preservar a junta e mobilidade de conexão do tecido.
- Minimizar os efeitos de formação de contratura.
- Preservação da elasticidade mecânica do músculo.
- Assistência na circulação e dinâmica vascular.
- Melhoria de movimento pela nutrição da cartilagem e difusão de materiais na junta.
- Diminuição ou inibição de dor.
- Assistência no processo de cura após injúria ou cirurgia.
- Ajuda em manter a consciência de movimento do paciente.

Além disso, quando o terapeuta está examinando estruturas inertes, o movimento passivo é usado para determinar limitações de movimento, estabilidade de junta, flexibilidade muscular e outras elasticidades de tecidos. Também pode ser usado para demonstrar ao paciente quando o terapeuta está ensinando um programa de exercício ativo, bem como a preparação do paciente para alongamento [3].

O movimento passivo possui limitações e não promove: prevenção de atrofia muscular, melhoria na resistência e força e ajuda na circulação por extensão ativa (a contração voluntária do músculo consegue) [3].

Movimento passivo contínuo com alcance livre de dor tem mostrado ser benéfico na cura e recuperação mais rápida de vários tecidos leves e lesões de juntas. Historicamente, este método era contra indicado imediatamente após cirurgia, fratura e lesão aguda. Entretanto, por causa dos benefícios de um movimento controlado, há na verdade diminuição de dor e

aumento da taxa de recuperação. O movimento controlado é usado enquanto a tolerância do paciente é monitorada [2].

O fim do úmero distal tem duas superfícies articulares: a tróclea, no qual se articula com a ulna, e o capitulo, no qual se articula com a cabeça do rádio. A flexão e extensão ocorrem entre essas duas superfícies de juntas. O cotovelo anexa às articulações o úmero ulnar, úmero radial e rádio ulnar proximal, demonstrado na Figura 2.1 [2].

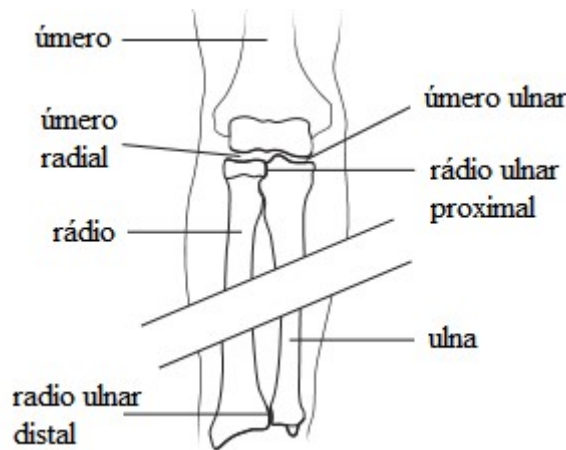


Figura 2.1: Ossos e juntas do cotovelo e antebraço [3].

A intensidade do movimento deve ser suave o bastante para que as fibras não sejam separadas durante o processo de reabilitação. A dosagem de movimentos passivos depende da gravidade da lesão. Estes movimentos, com limite de dor respeitado, são válidos para melhorar a mobilidade das juntas, ligamentos, tendões e músculos, bem como melhoram a dinâmica de fluidos e nutrição nas juntas, inicialmente com alcance muito pequeno [2].

2.1.1 Reabilitação

Reabilitação é o processo de consolidação de objetivos terapêuticos não caracterizando área de exclusividade profissional e sim uma proposta de atuação multiprofissional e interdisciplinar, composto por um conjunto de medidas que ajudam pessoas com deficiências ou prestes a adquirir deficiências a terem e manterem uma funcionalidade ideal (física, sensorial, intelectual, psicológica e social) na interação com seu ambiente, fornecendo as ferramentas que necessitam para atingir a independência e a autodeterminação [4].

Na reabilitação, aqueles que tiveram perdas funcionais são auxiliados a readquiri-las. A Figura 2.2 se mostra o fluxo de análise para o processo de reabilitação.

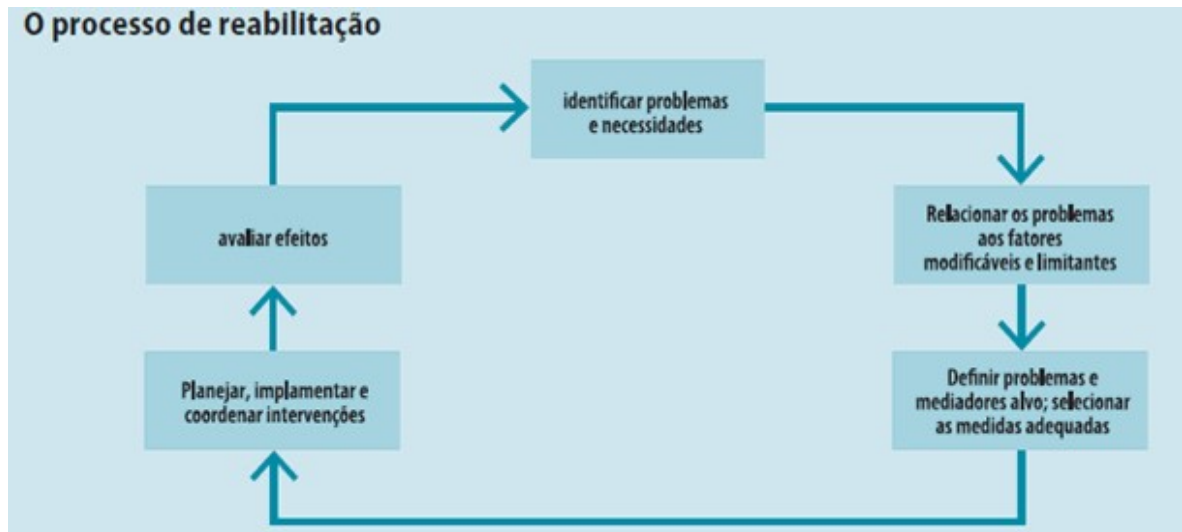


Figura 2.2: Processos de reabilitação [4].

2.1.2 Reabilitação robótica

Na visão dos principais pesquisadores em robótica de reabilitação pode-se ver que o uso de dispositivos robóticos apareceu como uma solução tecnológica que permitiria aperfeiçoar as terapias de recuperação de funções motoras [5]:

A robótica e a tecnologia da informação podem prover uma tardia transformação das clínicas de reabilitação de operação de trabalho intensivo para operações de trabalho assistido por tecnologia. A ajuda robótica não é só mais eficiente em determinadas atividades de rotina das terapias física e ocupacional, como também proporciona um rico fluxo de dados que podem facilitar o diagnóstico do paciente, a personalização da terapia e a manutenção de registros [6].

Os dispositivos robóticos foram vistos como uma possível forma de controlar e medir a terapia, assim como automatizar as técnicas de treinamento que requerem trabalho intensivo, fornecendo novas ferramentas para os terapeutas e melhorando o acesso dos pacientes [7].

A duração do treinamento em esteira assistido de forma manual é usualmente limitada pela falta de pessoal e da fadiga do terapeuta, e não pela fadiga do paciente. Como consequência, as sessões de treinamento são mais curtas do que o necessário para obter um

resultado terapêutico ótimo. Finalmente, o treinamento assistido manualmente carece de repetibilidade e de medição objetiva dos progressos e desempenho do paciente [8].

Resumidamente, a reabilitação robótica promove vantagens como:

- Fluxo de dados para análise de desempenho;
- Repetibilidade de movimentos e;
- Disponibilidade para uso em qualquer lugar ou horário.

As pesquisas em reabilitação robótica começaram na década de 90 e até hoje são temas estudados pelas universidades do mundo inteiro [5]. Um dos primeiros aparatos de reabilitação motora é chamado de MIT-MANUS, mostrado na Figura 2.3. O princípio de funcionamento do sistema pode se resumir em: durante a terapia o paciente é sentado na frente do robô. O paciente deve movimentar o efetuator do braço robótico em direção a um alvo pré-determinado, enquanto uma tela na frente dele fornece uma realimentação visual e auditiva do movimento e posição do alvo.



Figura 2.3: Sistema MIT-MANUS desenvolvido na década de 1990 [5].

A ideia mais importante do sistema é que se a pessoa não consegue fazer o movimento, o robô guia o paciente até o alvo de forma similar ao que um terapeuta fornece durante a terapia convencional. A dificuldade de movimento é variável conforme o desempenho do paciente ao longo do treinamento, conceito baseado no controle de impedância.

2.2 Conversores de sinais

Os sinais que nos interessam são grandezas elétricas, em geral tensão em função do tempo. Os sinais podem ser analógicos ou digitais (Figura 2.4). Sinais analógicos são aqueles que variam continuamente com o tempo; portanto, entre dois valores distintos do sinal existem infinitos valores. Em um sinal digital, a variação do valor do sinal com o tempo não é contínua; entre dois valores distintos do sinal, o total de valores no intervalo é finito [9].

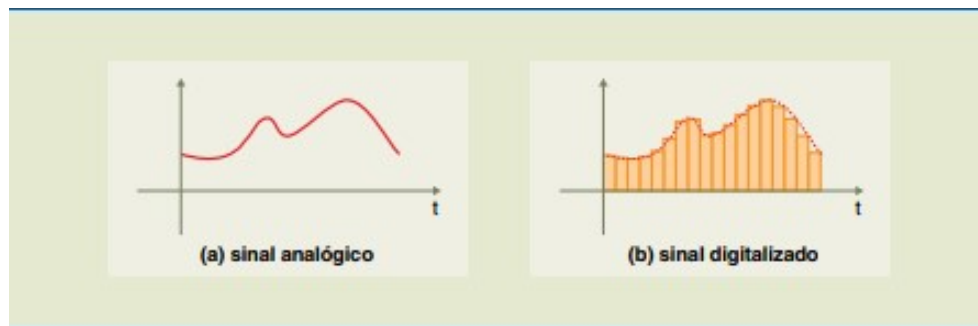


Figura 2.4: Representação de sinais: (a) analógico e (b) digital [9].

Processar um sinal de modo totalmente analógico, dependendo do nível de qualidade exigido nesse processo, implica utilizar quantidade de componentes interligados de maneira complexa e muitas vezes apresentam resultados finais insatisfatórios. Atualmente, devido à evolução da eletrônica, o processamento de um sinal é feito em sua forma digital. Assim, um sinal analógico é digitalizado e depois sofre a transformação necessária [9].

Um exemplo de aplicação de processamento digital a compactação de uma informação analógica, a produção de eco em áudio (provocado pela defasagem do sinal e a soma do sinal defasado ao próprio sinal), a transmissão do sinal digitalizado em velocidade muito maior que a original e o uso de sensores com saída digital, minimizando as distorções da informação por ruídos. A conversão de um sinal digital em analógico (D/A) e a de analógico em digital (A/D) é de fundamental importância no processamento de sinais [9].

2.2.1 Conversor D/A

Quando precisamos converter um sinal digital em analógico, usamos um circuito chamado conversor digital/analógico ou simplesmente D/A. Esse circuito recebe como entrada o sinal na forma digital codificado, em geral em binário comum, e o converte para um valor proporcional ao valor binário da entrada, como mostra a Figura 2.5, em que k é a constante de proporcionalidade que está associada ao ganho do circuito conversor D/A, mostrado na Figura 2.6. V_s é chamada de saída analógica do valor da entrada [9].

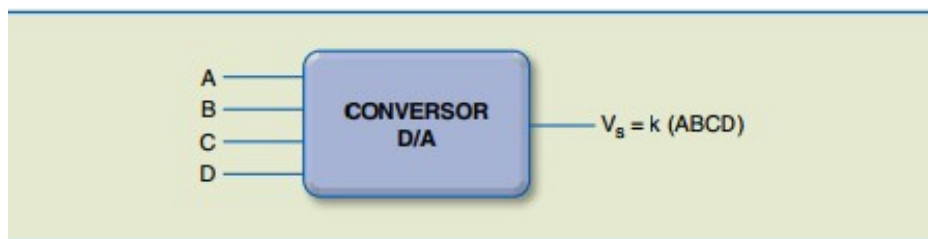


Figura 2.5: Diagrama de bloco para um conversor D/A [9].

A	B	C	D	$V_s = k (ABCD)$		A	B	C	D	$V_s = k (ABCD)$	
0	0	0	0	0V	$(0,4 \cdot 0)$	0	1	0	1	2,0V	$(0,4 \cdot 5)$
0	0	0	1	0,4V	$(0,4 \cdot 1)$	0	1	1	0	2,4V	$(0,4 \cdot 6)$
0	0	1	0	0,8V	$(0,4 \cdot 2)$	0	1	1	1	2,8V	$(0,4 \cdot 7)$
0	0	1	1	1,2V	$(0,4 \cdot 3)$	1	0	0	0	3,2V	$(0,4 \cdot 8)$
0	1	0	0	1,6V	$(0,4 \cdot 4)$	1	0	0	1	3,6V	$(0,4 \cdot 9)$

Figura 2.6: Exemplo de tabela-verdade para um conversor D/A [9].

Em um conversor D/A, a sequência de valores de saída resultante de uma sequência de valores digitais na entrada não é um sinal analógico, pois este não tem variação contínua com o tempo. Para obtermos uma saída analógica, devemos filtrar a saída, transformando-a em um sinal de variação contínua. Quando há interesse em modificar um sinal analógico, muitas vezes é necessário convertê-lo para a forma digital, modificá-lo na forma digital e por fim convertê-lo para um sinal analógico [9].

Em uma visão simplificada, podemos dizer que o conversor A/D prepara o sinal analógico por meio da conversão para digital a fim de que seja processado convenientemente

e então entregue a um conversor D/A, possibilitando o retorno à forma analógica nas novas condições, como mostra a Figura 2.7.

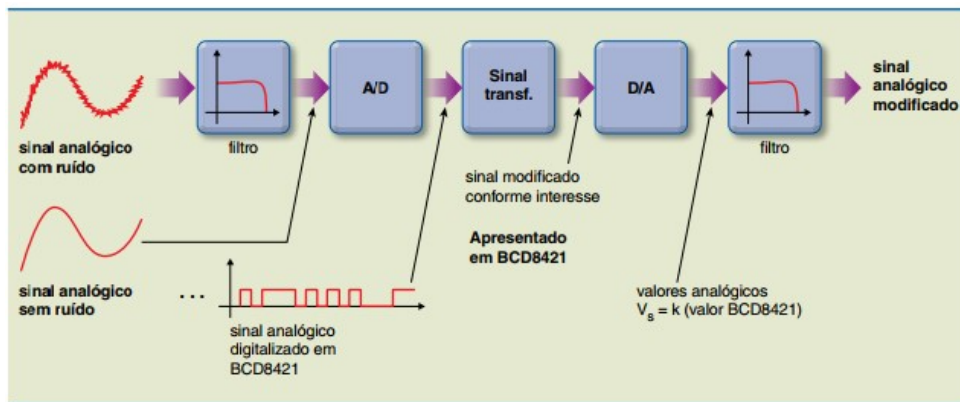


Figura 2.7: Etapas de conversão de sinal [9].

2.2.2 Conversor A/D

Converter analógico em digital consiste em passar o valor de uma tensão analógica para um valor digital equivalente. Esse processo é basicamente um problema de amostragem do sinal, ou seja, medir periodicamente o sinal que queremos digitalizar e apresentar os valores medidos na forma digital. A taxa com que se repetem as medidas é chamada de frequência de amostragem. É intuitivo que, quanto maior for a frequência de amostragem, mais precisa será a reprodução do sinal em sua forma digital [9].

A frequência mínima de amostragem é, segundo o teorema de Nyquist, duas vezes maior que a frequência existente no sinal a ser digitalizado. Para melhor digitalização do sinal, devemos amostrá-lo em uma frequência de amostragem dez vezes maior que a citada no teorema de Nyquist [9].

O contador de décadas e o conversor analógico geram uma tensão escada (ver Figura 2.8) que é a entrada referência para o comparador. O comparador permanece com a saída “1” enquanto a tensão escada não atinge o valor da entrada analógica.

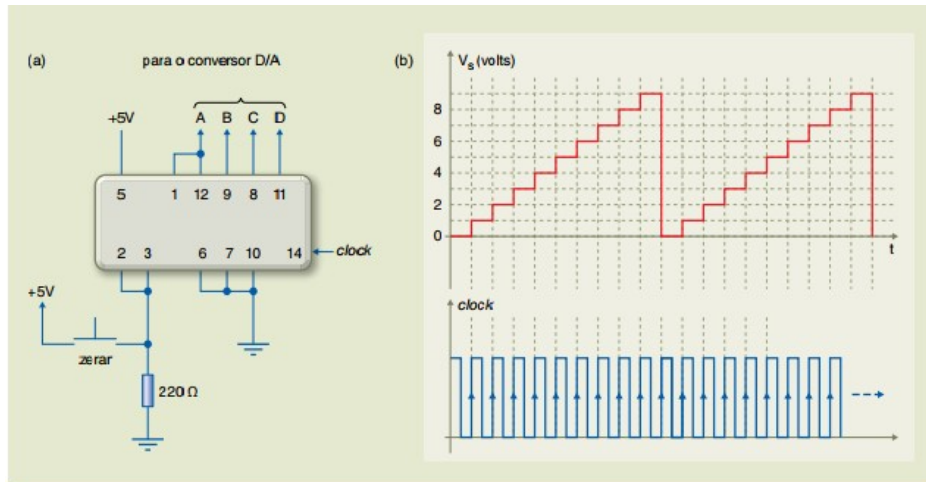


Figura 2.8: Representação de um (a) comparador e (b) a correspondente análise gráfica [9].

Nessa condição, a saída do comparador permite a passagem do clock para o contador, através da porta E, resultando em avanço na tensão escada [9]. Quando o valor da tensão escada atinge o valor analógico de entrada, o comparador vai para “0” e a saída do contador permanece no valor digital correspondente ao valor analógico de entrada, pois o clock fica bloqueado na porta E com o “0” do comparador. Ao passar para “0”, a saída do comparador dispara o clock dos flip-flops, transferindo o valor digital do contador para a saída. A partir desse instante, o sistema não avança, pois não há alteração na saída do comparador para que os clocks sejam acionados. A reinicialização do processo é feita zerando o contador. Como mostra a Figura 2.9.

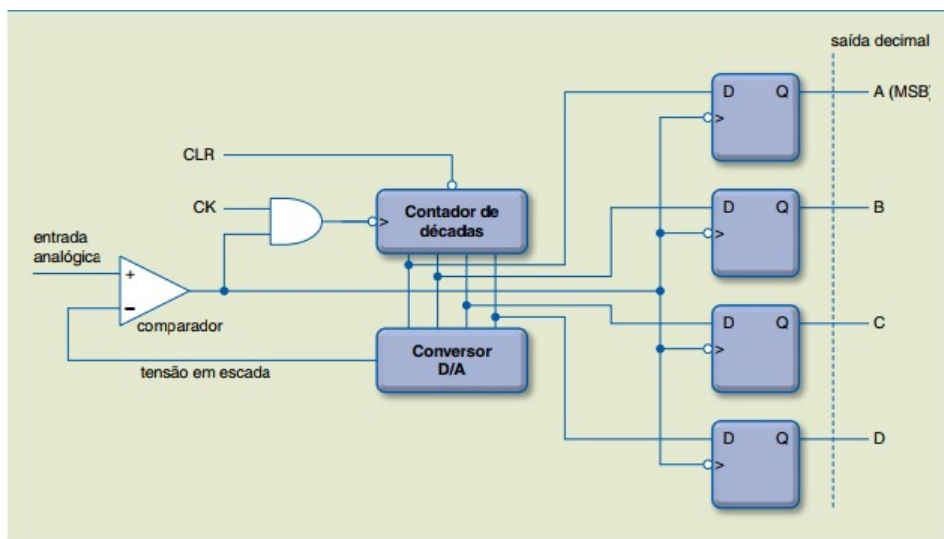


Figura 2.9: Exemplo de um circuito contador de décadas com conversor D/A [9].

2.3 Motores CC

2.3.1 Princípios de funcionamento

As máquinas de corrente contínua podem ser utilizadas tanto como motor quanto como gerador. Porém, uma vez que as fontes retificadoras de potência podem gerar tensão contínua de maneira controlada a partir da rede alternada, pode-se considerar que, atualmente, a operação como gerador fica limitada aos instantes de frenagem e reversão de um motor [13].

Atualmente, o desenvolvimento das técnicas de acionamentos de corrente alternada (CA) e a viabilidade econômica têm favorecido a substituição dos motores de corrente contínua (CC) pelos motores de indução acionados por inversores de frequência. Apesar disso, devido às suas características e vantagens, que serão analisadas adiante, o motor CC ainda se mostra a melhor opção em inúmeras aplicações [10].

O motor de corrente contínua, mostrado na Figura 2.10, é composto de duas estruturas magnéticas: estator (enrolamento de campo ou ímã permanente); e rotor (enrolamento de armadura).

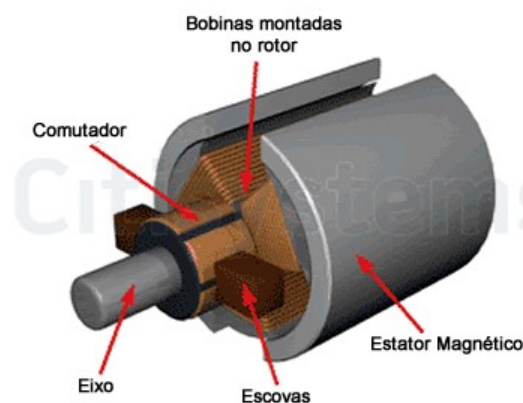


Figura 2.10: Estrutura interna de um motor CC convencional [11].

O estator é composto de uma estrutura ferromagnética com pólos salientes aos quais são enroladas as bobinas que formam o campo, ou de um ímã permanente. O rotor é um eletroímã constituído de um núcleo de ferro com enrolamentos em sua superfície que são alimentados por um sistema mecânico de comutação [10]. Esse sistema é formado por um

comutador, solidário ao eixo do rotor, que possui uma superfície cilíndrica com diversas lâminas às quais são conectados os enrolamentos do rotor; e por escovas fixas, que exercem pressão sobre o comutador e que são ligadas aos terminais de alimentação. O propósito do comutador é o de inverter a corrente na fase de rotação apropriada de forma a que o conjugado desenvolvido seja sempre na mesma direção.

A Figura 2.11 mostra, de maneira simplificada, o funcionamento do motor CC de dois pólos. Este é um desenho esquemático simples de um motor onde o estator é constituído por ímãs permanentes e o rotor é uma bobina de fio de cobre esmaltado por onde circula uma corrente elétrica. Uma vez que as correntes elétricas produzem campos magnéticos, essa bobina se comporta como um ímã permanente, com seus pólos N (norte) e S (sul) como mostrados na figura.

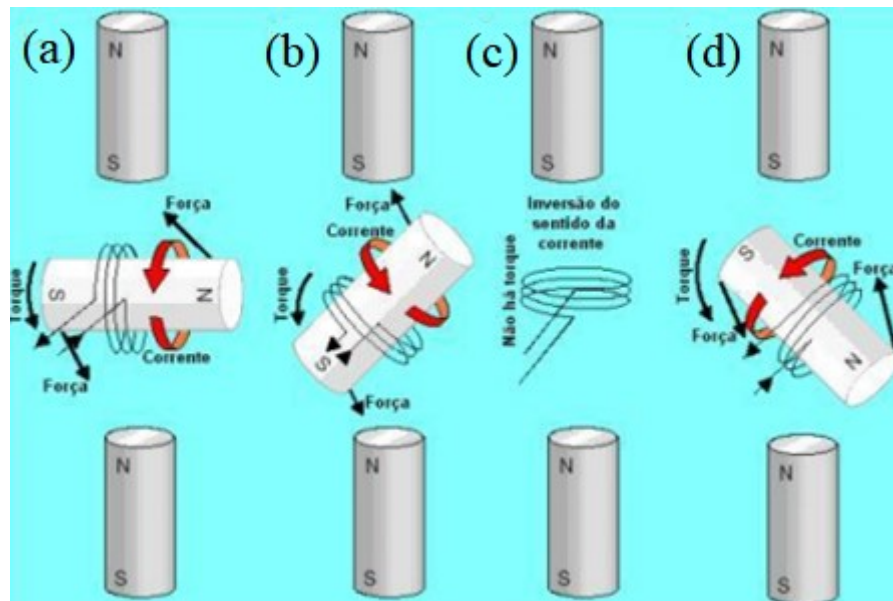


Figura 2.11: Esquema de funcionamento do motor CC [12].

Esse torque continua até que os pólos da bobina alcancem os pólos opostos dos ímãs fixos (estator). Nessa situação (c) – a bobina girou de 90° – não há torque algum, uma vez que os braços de alavanca são nulos (a direção das forças passa pelo centro de rotação); o rotor está em equilíbrio estável (força resultante nula e torque resultante nulo). Esse é o instante adequado para inverter o sentido da corrente na bobina. Agora os pólos de mesmo nome estão muito próximos e a força de repulsão é intensa. Devido à inércia do rotor e como a bobina já apresenta um momento angular “para a esquerda”, ela continua girando no sentido anti-horário (semelhante a uma “inércia de rotação”) e o novo torque (agora propiciado por forças

de repulsão), como em (d), colabora para a manutenção e aceleração do movimento de rotação.

Essas atrações e repulsões bem coordenadas é que fazem o rotor girar. A inversão do sentido da corrente (comutação), no momento oportuno, é condição indispensável para a manutenção dos torques "favoráveis", os quais garantem o funcionamento dos motores.

Para que um motor CC funcione adequadamente, devemos protegê-lo de danos físicos durante o período de partida. Na partida, o motor não está girando. Como a resistência interna de um motor CC normal é muito baixa, em comparação com seu tamanho (3 a 6 por unidade para motores de porte médio), uma corrente muito alta circula nele [10].

Essa corrente é superior a 20 vezes a corrente nominal de plena carga do motor. Um motor pode ser danificado de forma extremamente grave com tais correntes, mesmo que elas durem apenas um instante. Uma solução para o problema da corrente excessiva durante a partida consiste em inserir uma resistência de partida em série com a armadura, restringindo o fluxo de corrente até que tenha um valor suficiente para limitar a corrente, como mostra a Figura 2.12.

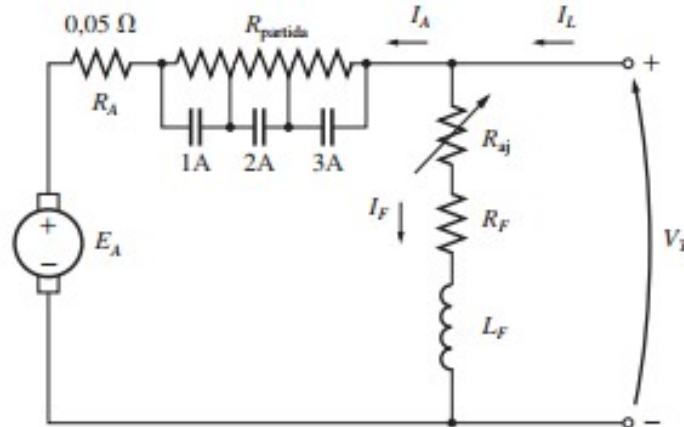


Figura 2.12: Circuito equivalente para ligação de um motor CC [10].

Esse resistor não deve ficar permanentemente no circuito, porque resultaria em perdas excessivas e faria com que a inclinação da característica de conjugado versus velocidade do motor baixasse excessivamente com o aumento da carga. Portanto, na partida, deverá ser inserida uma resistência no circuito de armadura para limitar a corrente e após deverá ser removida novamente quando a velocidade do motor atingir um valor adequado [10].

2.3.2 Controle de velocidade

Um dos grandes problemas do controle de pequenos motores é manter o torque em toda a faixa de rotações. A não linearidade do comportamento desses motores dificulta o uso de controles lineares e a solução mais usada consiste no emprego de um controle de velocidade chamado modulação por largura de pulso, ou do inglês PWM (*Pulse Width Modulation*) [24].

A velocidade de um pequeno motor de corrente contínua depende da carga mecânica a ele acoplada. Essa velocidade pode ser controlada alterando-se a tensão aplicada ao motor e com isso a corrente através de suas bobinas. Se levarmos em conta que a potência e, portanto, a velocidade de um pequeno motor DC depende da tensão aplicada podemos usar de um artifício interessante para variar essa potência sem, entretanto, modificar a tensão aplicada ao motor [24].

A ideia consiste em trabalhar com o tempo como uma segunda variável no circuito de controle. Se aplicarmos ao motor pulsos retangulares que tenham a tensão nominal do motor, mas que durem 50% do tempo, ou seja, um ciclo ativo de 50% pode-se dizer que a potência média do motor será 50% da máxima [24].

No entanto, como cada pulso tem a tensão máxima nominal, o motor não sente com a inércia que ocorre quando aplicamos baixas tensões, mantendo seu torque.

Para aumentar a potência aplicada, obtendo-se maior velocidade basta aumentar a largura do pulso, e para diminuir a velocidade ou a potência aplicada, basta diminuir a velocidade do pulso, como mostra a Figura 2.13.

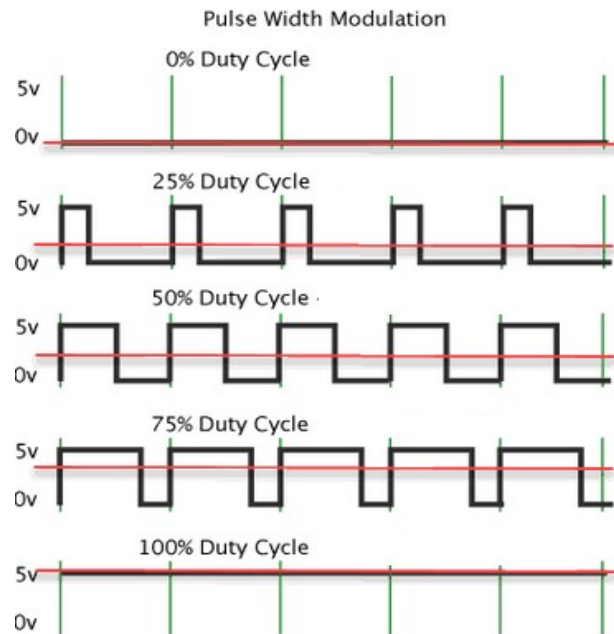


Figura 2.13: Exemplos de variação de tensão média para sinais PWM [14].

Em suma, podemos controlar a velocidade, mas mantendo o torque numa faixa mais próxima do máximo, modulando os impulsos aplicados em sua largura, daí o nome dessa técnica amplamente usada nas aplicações de mecatrônica em todos os níveis.

2.3.3 Caixas de redução

Os motores DC encontrados à disposição dos projetistas de Robótica e Mecatrônica são motores de alta rotação e pequeno torque, não servindo, portanto, para a maioria das aplicações. Se acoplarmos uma "roda propulsora" diretamente ao eixo de um motor DC comum para movimentar um robô, teremos duas possibilidades desagradáveis: ou o robô "dispara" em alta velocidade, se ele for suficientemente leve, ou então o motor não tem força para movimentá-lo e ele não consegue sair do lugar [15].

Para podermos empregar um motor DC comum numa aplicação de Robótica ou Mecatrônica é preciso reduzir sua velocidade e, ao mesmo tempo, aumentar seu torque. Isso é feito acoplando-se ao motor algum sistema mecânico que possa realizar essas operações.

A relação entre o diâmetro da roda acoplada ao motor e o diâmetro da roda maior que vai propulsionar ou realizar o movimento, nos dará a proporção em que a velocidade é

reduzida e o torque é aumentado. Por exemplo, se acoplarmos um motor de 3000 RPM a uma roda propulsora com diâmetro 30 vezes maior, a rotação será de 100 RPM e fará uma força 30 vezes maior do que a obtida diretamente pelo eixo. Por exemplo, um motor que não movimenta mais do que 20 gramas diretamente pelo eixo, poderá movimentar um robô de 600 gramas [15]. A Figura 2.14 ilustra esta relação.

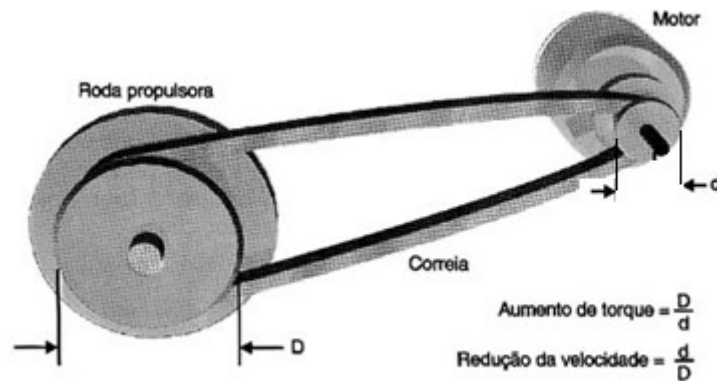


Figura 2.14: Esquema de relação para caixas de redução [15].

Outra possibilidade para aumentar o torque e diminuir a rotação se dá por meio de engrenagens. A relação entre os tamanhos e o número de dentes das engrenagens nos dá a taxa de redução da velocidade e também aumenta da força obtida, como mostra a Figura 2.15. Se acoplarmos ao motor uma engrenagem com 10 dentes e a esta engrenagem uma maior com 50 dentes, teremos uma taxa de redução de 1:5. Poderemos obter uma taxa ainda maior, acoplando sucessivamente outras engrenagens.

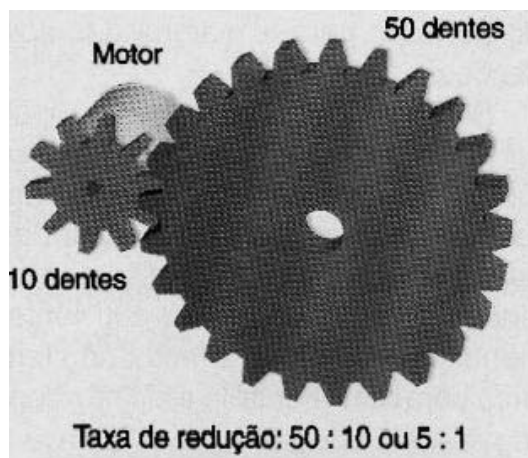


Figura 2.15: Relação de engrenagens [15].

É claro que o aumento do torque e a redução da velocidade nestas taxas são teóricos, pois precisamos considerar uma pequena perda que ocorre pelo atrito das partes mecânicas [15]. Na prática, é possível obter motores que já disponham de caixas de redução ou então as próprias caixas que podem ser acopladas aos motores, mostrados na Figura 2.16.



Figura 2.16: Exemplos de motores CC com caixas de redução comerciais [15].

3. Desenvolvimento do projeto

3.1 Visão geral

O movimento passivo é a base conceitual deste trabalho, logo, o sistema embarcado precisa ter controle sobre alguns aspectos físicos para que possa executar de forma precisa tal movimento. A eletrônica envolvida neste projeto promove inteligência artificial ao tratamento, do ponto de vista em que consegue monitorar fisicamente o que acontece com o movimento e traduzi-lo para uma informação digital, no qual pode ser usado de várias maneiras.

O sistema deve monitorar o ângulo de movimento instantâneo do paciente e mostrá-lo em uma interface visual, bem como deve fazer o correspondente controle do movimento nos aspectos de velocidade e torque, respeitando o limite angular previamente imposto, fazendo assim, um controle de movimento passivo.

O sistema utilizado para a coleta de dados de todo o movimento do paciente é constituído por um microcontrolador capaz de coletar e transformar o movimento do sensor, que é analógico, em um dado digital, para facilitar o tratamento do algoritmo empregado no código fonte.

Para entendimento do fluxo das informações coletadas pelo sistema e de que forma será utilizada para conclusões e visualizações pelos usuários, a Figura 3.1 é mostrada.

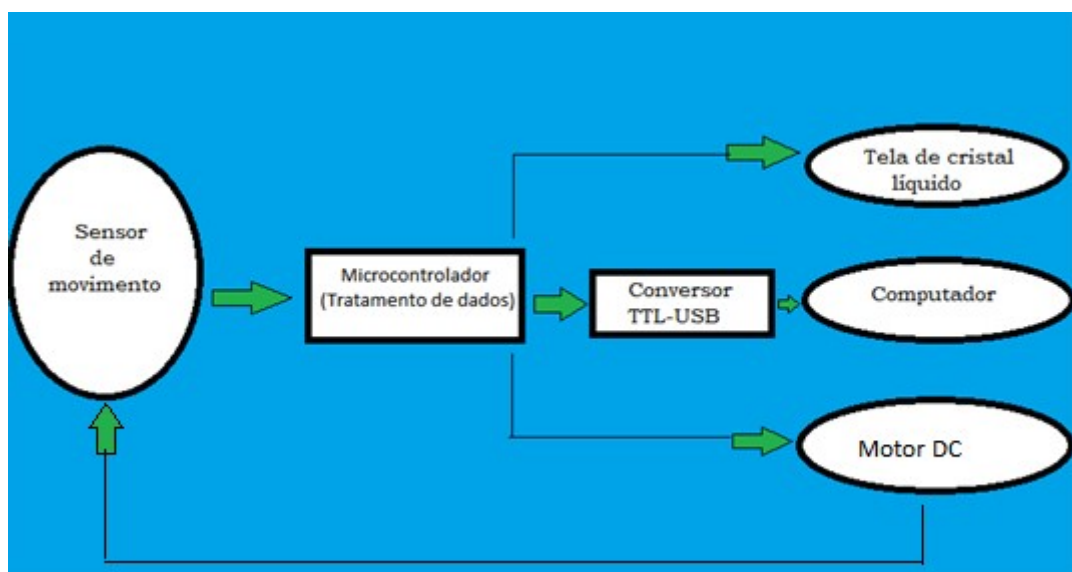


Figura 3.1: Esquema de desenvolvimento do trabalho (próprio autor).

O microcontrolador coleta o sinal elétrico proveniente do movimento do sensor e os transfere para a tela de LCD e computador como uma informação do sistema decimal de unidades, especificamente em ângulo. O motor DC é então acionado para iniciar o movimento de flexão ou extensão do braço. Nota-se que há uma realimentação do sistema. Isto significa que o movimento do braço altera o estado do sensor, que por sua vez será novamente tratado pelo microcontrolador causando uma determinada ação que afeta o movimento.

Para promover de fato cada um destes requisitos, alguns programas de computador foram utilizados neste projeto, como mostra a Tabela 3.1.

Software:	Função:
MikroC PRO for PIC v6.0	Programação do microcontrolador
Proteus Professional v8.0	Esquema elétrico e projeto da PCB
RealTerm	Visualização dos dados via Serial
Free Virtual Serial Ports	Conexão de portas COM virtuais.
Geniot	Conexão com servidor em nuvem

Tabela 3.1: Lista de softwares utilizados.

Para compreensão do projeto é necessário a criação de um fluxograma, que facilita a leitura de todo o processo do sistema, desde a inicialização ao término do mesmo. O fluxograma é mostrado na Figura 3.2.

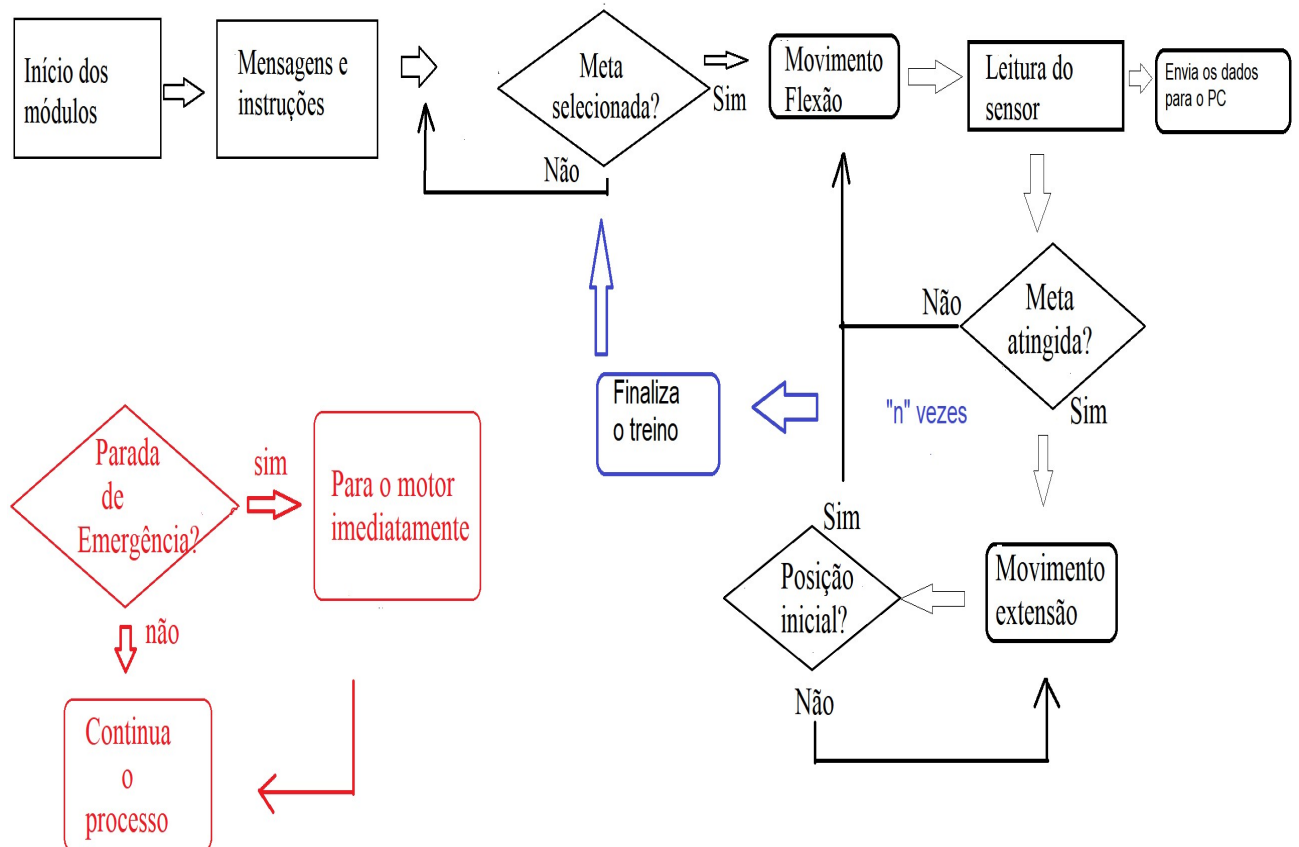


Figura 3.2: Fluxograma da dinâmica do projeto (próprio autor).

3.2 Escolha dos componentes

Para projetar um sistema embarcado é necessário obter os componentes ideais para executar a tarefa desejada, isto é, observar o custo e o tamanho do componente, bem como a potência dissipada pelo circuito e as funções que este sistema requer.

Neste projeto, utilizou-se um microcontrolador da fabricante Microchip, especialmente a família 18F. O microcontrolador 18F2550, Figura 3.3, possui características muito compatíveis com o projeto desejado, pois é um circuito de baixa potência (nanoWatt Technology) fabricado com a tecnologia CMOS, possui um conversor analógico-digital de 10 bits, 14 opções de interrupções, um Timer que executa funções paralelamente ao programa principal, Figura 3.4 e tamanho reduzido, comparado à família 16F. Além disso, este componente possui memória FLASH que permite a reprogramação do código fonte, caso necessário. O aspecto mais importante é a alta capacidade de memória, que permite usá-lo com o display de LCD de forma simples.



Figura 3.3: Aparência do microcontrolador PIC18F2550 [16].

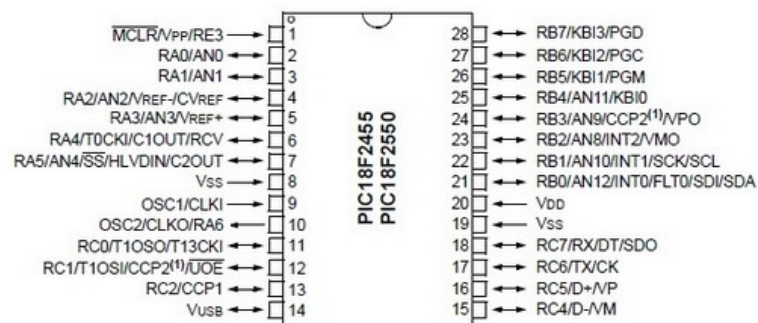


Figura 3.4: Esquema de pinagem do PIC18F2550 [16].

O projeto está em fase de protótipo, portanto existem outros microcontroladores mais eficientes que este, com menor tamanho, menor consumo energético e menos periféricos, que são desnecessários neste projeto. Porém, a título de estudo e testes de funcionamento, este microcontrolador é ideal e capaz de executar todas as tarefas desejadas.

Como componente sensorial, um potenciômetro como mostrado na Figura 3.5 é utilizado, de forma a alterar o seu valor ôhmico devido ao movimento do eixo, que por sua vez está acoplado à estrutura mecânica.

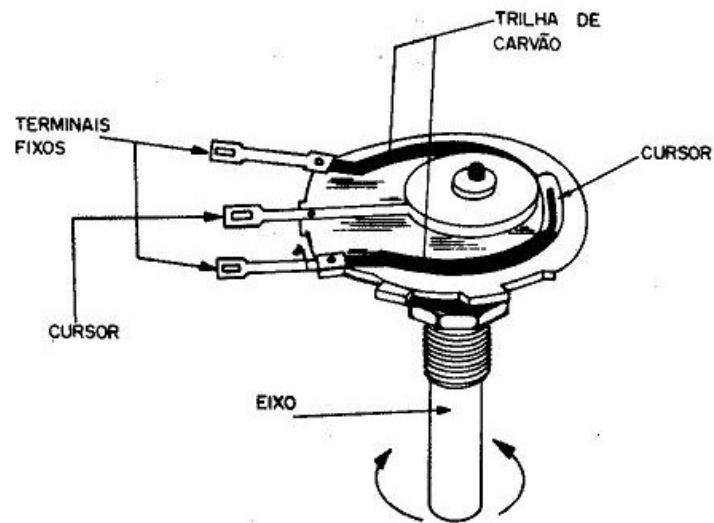


Figura 3.5: Esquematização de um potenciômetro convencional [17].

A tela de visualização dos dados coletados, bem como instruções para o usuário é mostrada num display de cristal líquido 16x2, Figura 3.6. Este display é a chamada IHM (Interface Homem-Máquina) que proporciona ao usuário uma visão em duas linhas e 16 colunas de caracteres, que são gerados a partir do padrão ASCII. Este display trabalha com 8 ou 4 bits de dados. Neste projeto serão utilizados 4 bits para envio de dados, sendo os 4 primeiros os menos significativos e os 4 últimos mais significativos, para completar o byte que gera uma palavra no formato ASCII.

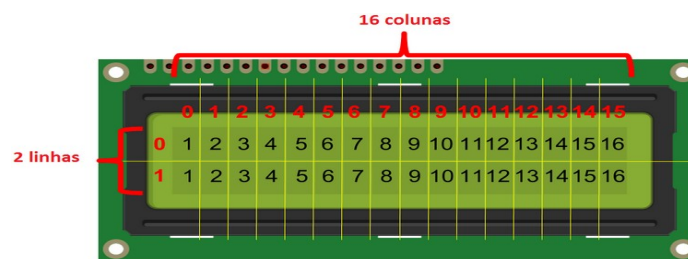


Figura 3.6: Exemplo de display de LCD 16x2, dimensões de 80 X 36 X 12 (mm) [12].

Para acionamento do motor DC, utiliza-se de uma placa de circuito impresso (PCB) pré-montada conhecida como Ponte H L298N. Esta placa permite o acionamento de até 2 motores DC ou 1 motor de passo. Sua construção permite controlar a velocidade dos motores por um pulso PWM, assim como o sentido de rotação do motor pela inversão de sentido da corrente através de níveis lógicos aplicados às entradas [18]. A Figura 3.7 ilustra a arquitetura da PCB em questão.

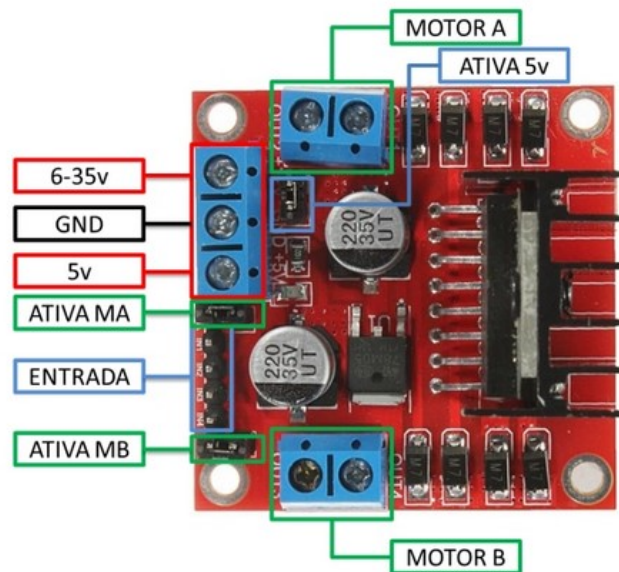


Figura 3.7: Arquitetura da placa de circuito impresso L298N [18].

Esta PCB permite o controle de velocidade e sentido de rotação do motor DC com muita precisão, pois utiliza o circuito integrado dedicado L298 para este fim [18]. Seu preço é atrativo para os projetistas, uma vez que é muito barato adquiri-lo e elimina o trabalho de projeção e confecção de um *driver* para motor. Além disso, ele trabalha em uma faixa de 4 a 35 V, com uma corrente de 2 A por canal ou máxima de até 4 A, facilitando a troca do motor de forma rápida e prática. O controle de rotação é dado por nível lógico TTL e pode trabalhar de -20 até 135°C [18]. O tamanho reduzido da placa (43 x 43 x 27 mm) facilita a inserção em qualquer lugar no projeto de forma discreta e simples.

Para o aviso sonoro foi utilizado um alto falante, que tem por objetivo trabalhar em qualquer faixa de frequência, propiciando maior liberdade de sons, além da possibilidade de alterar a potência de saída caso haja necessidade. Para aperfeiçoamento do projeto em uma aplicação futura, pode-se implementar o aviso sonoro com inteligência artificial, capaz de se comunicar com o paciente via palavras em qualquer idioma. O alto falante é mostrado na Figura 3.8.



Figura 3.8: Exemplo de um alto falante comercial [19].

O protótipo construído é compacto e possui baixo custo, pois utiliza poucos componentes quando comparado às tecnologias de auxílio do campo medicinal disponíveis no mercado atual. A Tabela 3.2 mostra uma relação de custo de todos os componentes integrantes do protótipo. Os equipamentos e componentes de montagem não foram incluídos neste orçamento.

Qty.	Componente	Valor unitário (R\$)	Valor total (R\$)
5	resistor	0,10	0,50
2	potenciômetro	3,60	7,20
1	PIC18F2550	28,00	28,00
1	Display LCD 16x2	35,00	35,00
3	transistor BC337	0,20	0,20
1	Ponte H L298N	21,00	21,00
1	conversor USB-Serial	17,00	17,00
1	alto falante	8,00	8,00
1	fonte 12V/2A	14,00	14,00
1	motor CC 12V/13RPM	96,00	96,00
2	botão Push-Button	1,90	3,80
1	caixa patola 10x15x,7,5(cm)	19,00	19,00
1	Barra de pinos simples (MACHO)	2,70	2,70
1	suporte "L"	16,00	16,00
2	fio conector MACHO- MACHO	17,00	17,00
1	fio conector MACHO- FÊMEA	17,00	17,00
1	fio conector FÊMEA- FÊMEA	17,00	17,00
1	placa cobreada face simples 10x10 cm	2,40	2,40
1	base madeira	reciclado	-
1	Tubo PVC	reciclado	-
TOTAL			321,80

Tabela 3.2: Relação de custo dos componentes utilizados no protótipo.

3.3 Esquema elétrico

O esquema elétrico completo do projeto é mostrado na Figura 3.9.

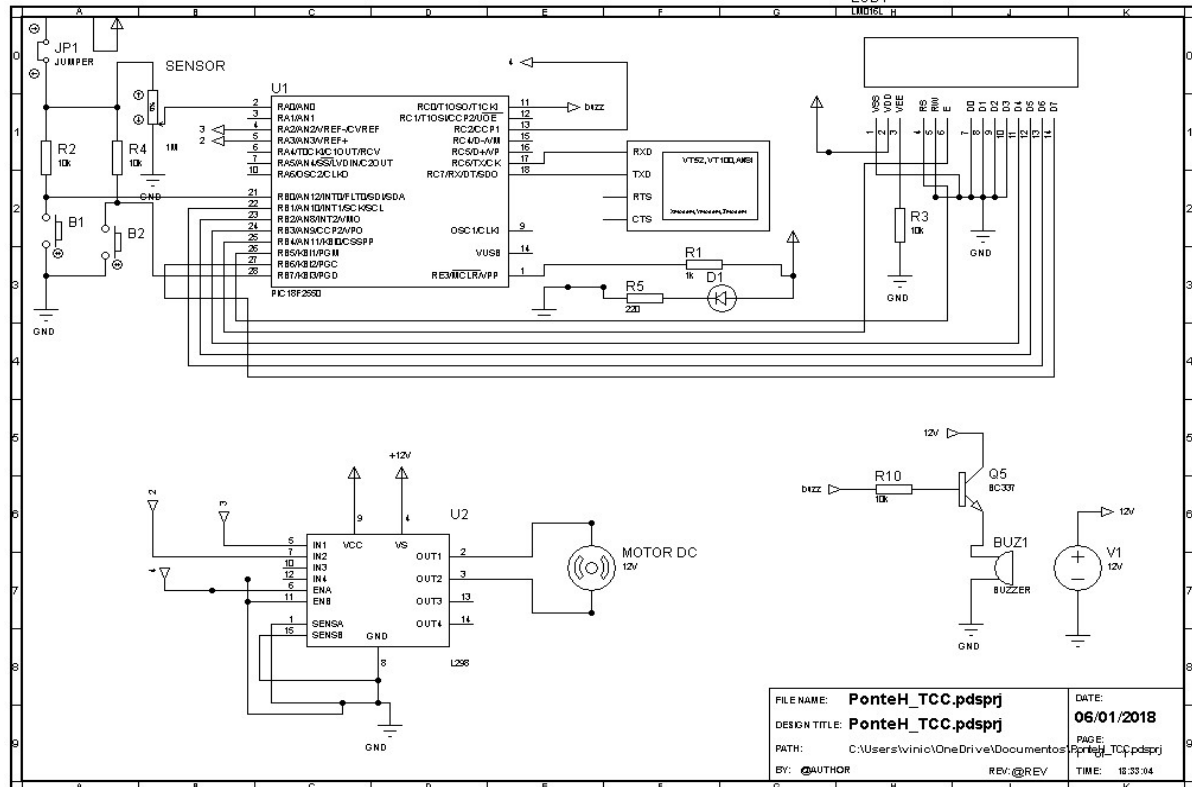


Figura 3.9: Esquema elétrico completo (próprio autor).

Para projetar este circuito, utilizou-se do software Proteus Professional v8.0, a fim de montar o esquema elétrico (ISIS) e também o layout para a placa de circuito impresso (ARES).

Para elaborar o layout da PCI alguns detalhes devem ser atentados. Nem todos os componentes utilizados no esquema elétrico possuem o invólucro para a PCI, portanto o projetista deve criar o invólucro correspondente ao componente. Segue abaixo, Figura 3.10 como o esquema elétrico é modificado para a elaboração do layout.

A partir do esquema elétrico totalmente modificado, é possível criar o layout da PCI e a visão 3D dos componentes, utilizando a plataforma ARES do software PROTEUS, como apresentado nas Figuras 3.11 e 3.12, respectivamente.

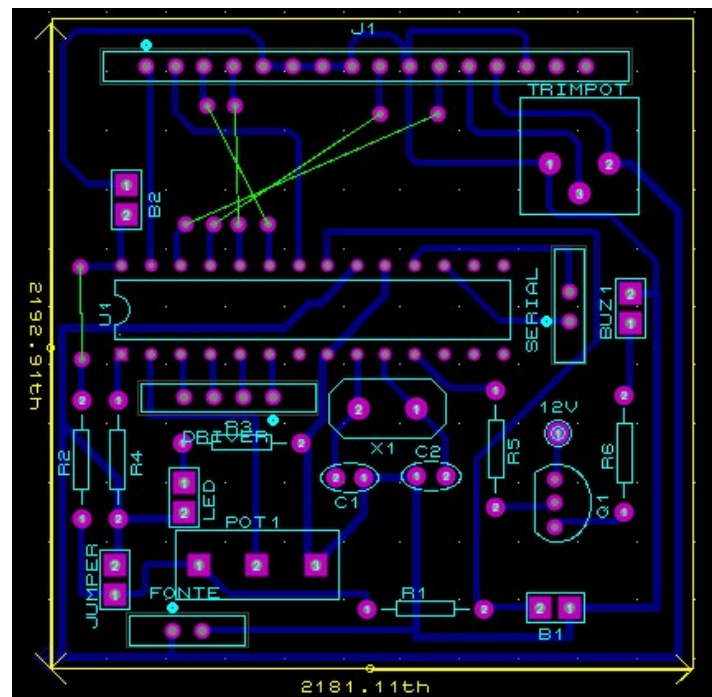


Figura 3.11: Layout do circuito de controle utilizando a plataforma ARES (próprio autor).

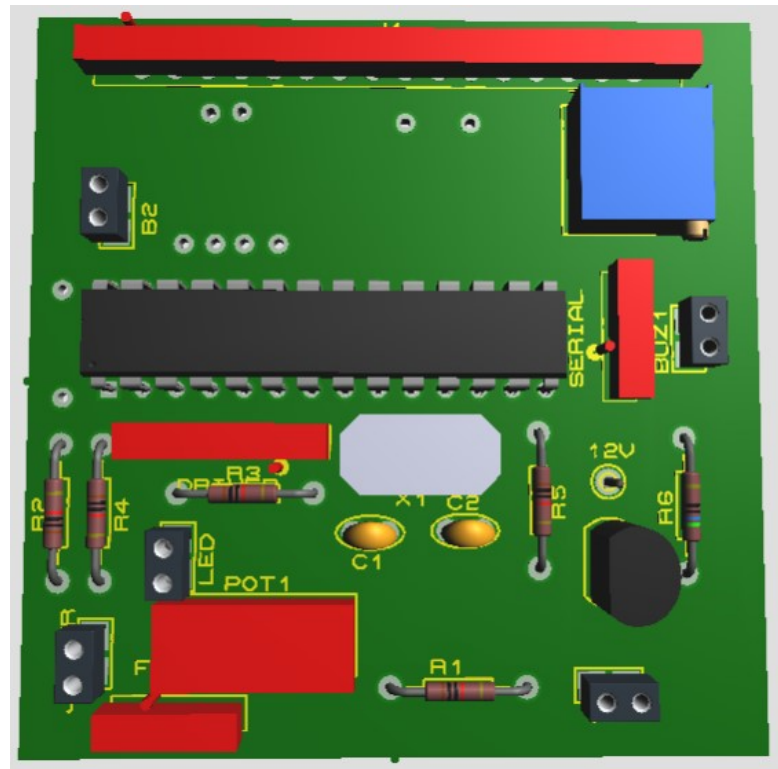


Figura 3.12: Visualização 3D da placa de circuito impresso de controle, visão superior (próprio autor).

3.4 Comunicação externa

Existem diversas formas de comunicar um sistema embarcado com um computador ou outros periféricos. Neste projeto utiliza-se o sistema de comunicação serial do microcontrolador com o computador pessoal.

Para que esta comunicação ocorra de maneira efetiva, é necessário que se converta (Figura 3.13) os dados do microcontrolador que estão no formato TTL para uma lógica que o computador entenda que é USB.



Figura 3.13: Módulo conversor USB-TTL para comunicação serial [20].

Feita a conversão lógica, os dados são mostrados no computador, podendo ser tratados da maneira que o projeto necessite como mostra a Figura 3.14.

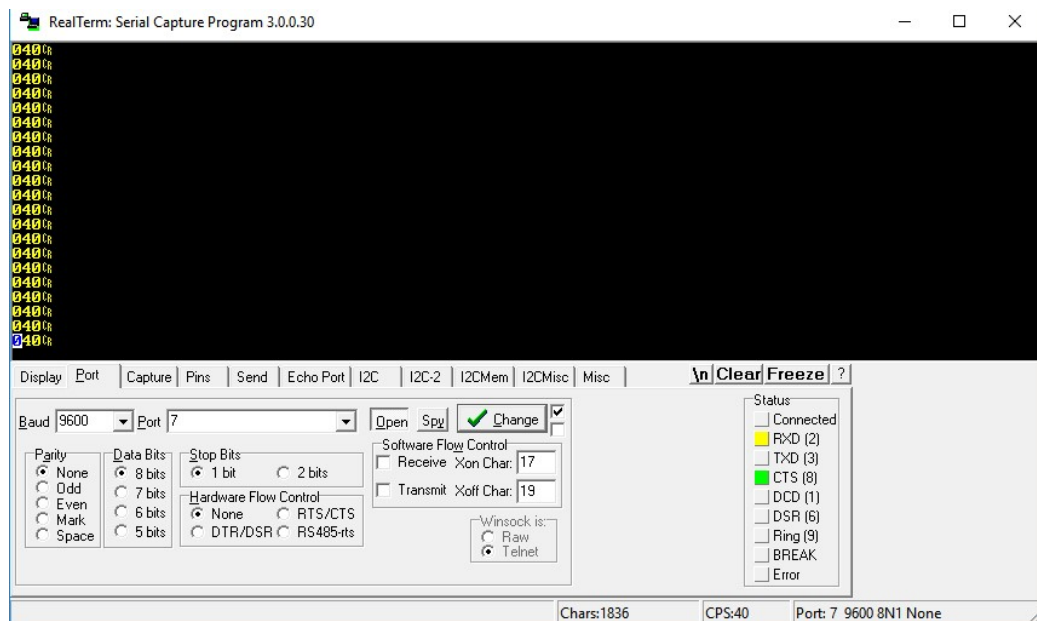


Figura 3.14: Interface do software RealTerm em teste com a placa de controle (próprio autor).

Para visualizar os dados coletados pelo sistema e enviá-los ao servidor em nuvem, utiliza-se o software Geniot, que mostra para o usuário todo seu desenvolvimento, por meio de gráficos e números mostrados na tela de exibição de conteúdo, assim como é capaz de enviar para a nuvem os mesmos dados mostrados ao usuário, todo esse processo em tempo real. Como mostram as Figuras 3.15 e 3.16.

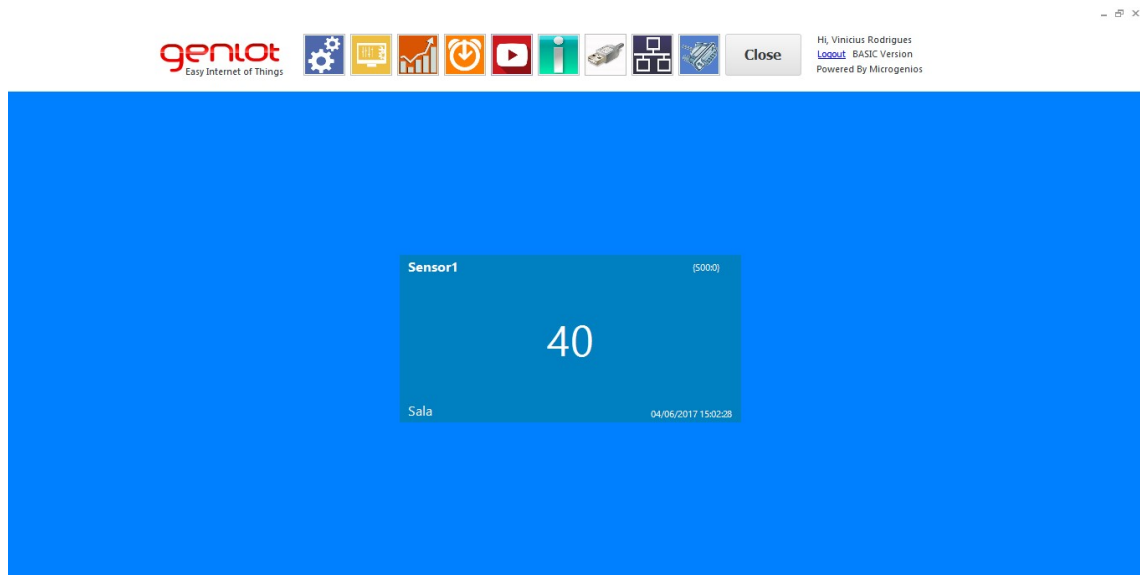


Figura 3.15: Interface do software Geniot, referente ao menu principal (próprio autor).

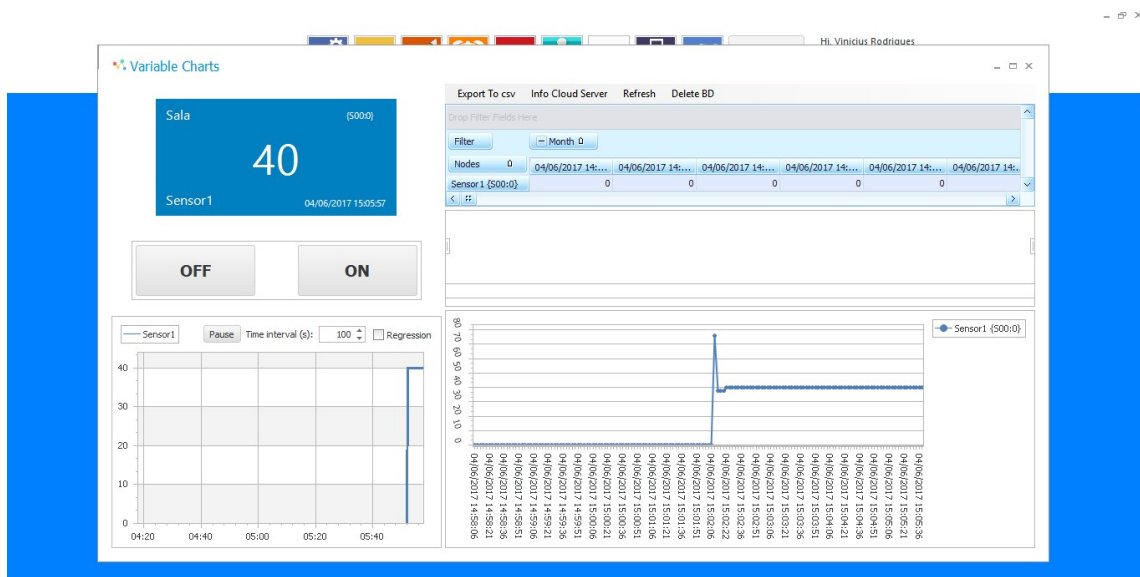


Figura 3.16: Interface do software Geniot, gráfico da variável (próprio autor).

4. Resultados e discussões

4.1 Resultados de funcionamento

O sistema foi montado em *prot-on-board*¹ e testado com relação ao funcionamento do código fonte no tratamento das funções implementadas e acionamento de atuadores e periféricos, bem como a visualização dos dados fornecidos pelo sistema ao computador.

A Figura 4.1 a seguir ilustra o momento em que o protótipo foi montado para teste.

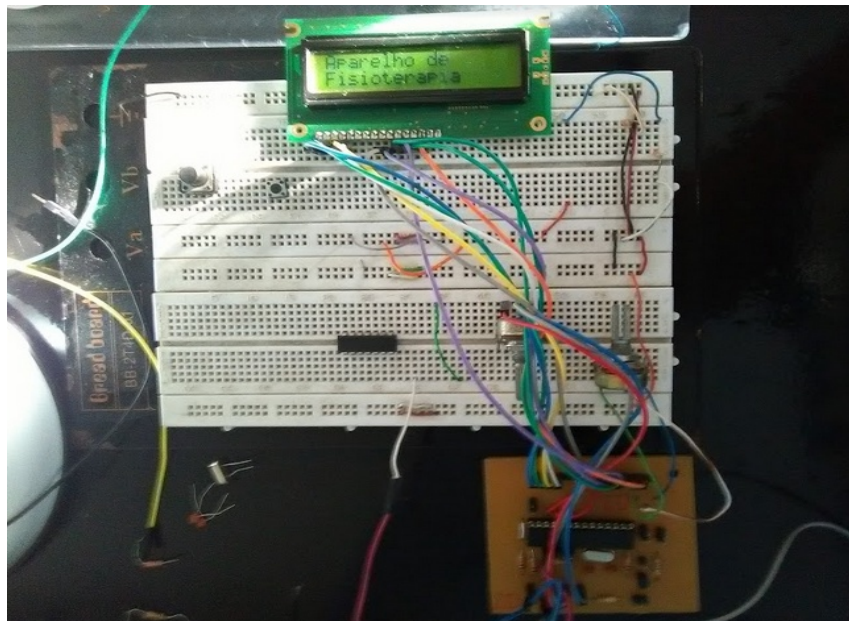


Figura 4.1: Montagem do sistema em *Prot-on-Board* (próprio autor).

Circuitos elétricos e eletrônicos em geral, podem ser representados por diagramas de blocos. Para facilitar o entendimento do protótipo, a Figura 4.2 está dividida em blocos, onde a função de cada bloco está descrita logo a seguir.

¹ Placa de protótipo, baseada em matriz de contatos.

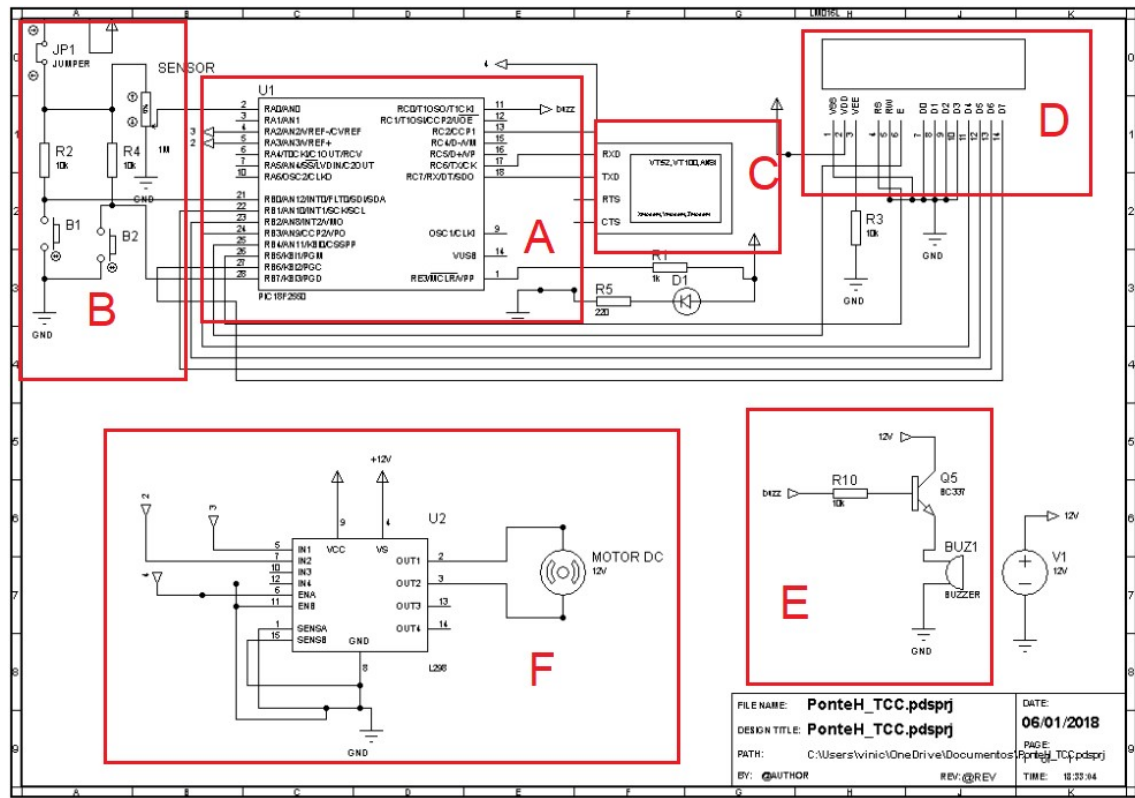


Figura 4.2: Separação do circuito elétrico em blocos lógicos (próprio autor).

Bloco A: Representa o microcontrolador como unidade central de processamento de dados.

Bloco B: Representa o sensor que capta o movimento do braço e os dois botões de comando do circuito, parada de emergência e aumento de velocidade.

Bloco C: Representa a ligação física de comunicação serial da PCI com o computador.

Bloco D: Representa a interface de visualização do usuário, para reconhecer os dados obtidos pelo sistema e também seguir as instruções fornecidas pelo mesmo.

Bloco E: Representa a sinalização sonora pelo alto-falante.

Bloco F: Representa o driver do motor DC utilizando o CI L298 da biblioteca do software Proteus.

O circuito deve funcionar de maneira automática e amigável ao usuário, ou seja, o sistema é capaz de ler o movimento do sensor, mostrar para o usuário na tela de LCD as informações de treino, bem como seu desempenho e transmitir via comunicação serial os dados lidos.

Após o início do sistema, o motor é acionado para ajudar o usuário a atingir a meta desejada.

A dinâmica de funcionamento do circuito é mostrada nas Figuras 4.3 até 4.12, de modo a ilustrar passo a passo como o sistema de controle funciona. A Figura 4.3 mostra o resultado ao ligar o circuito.

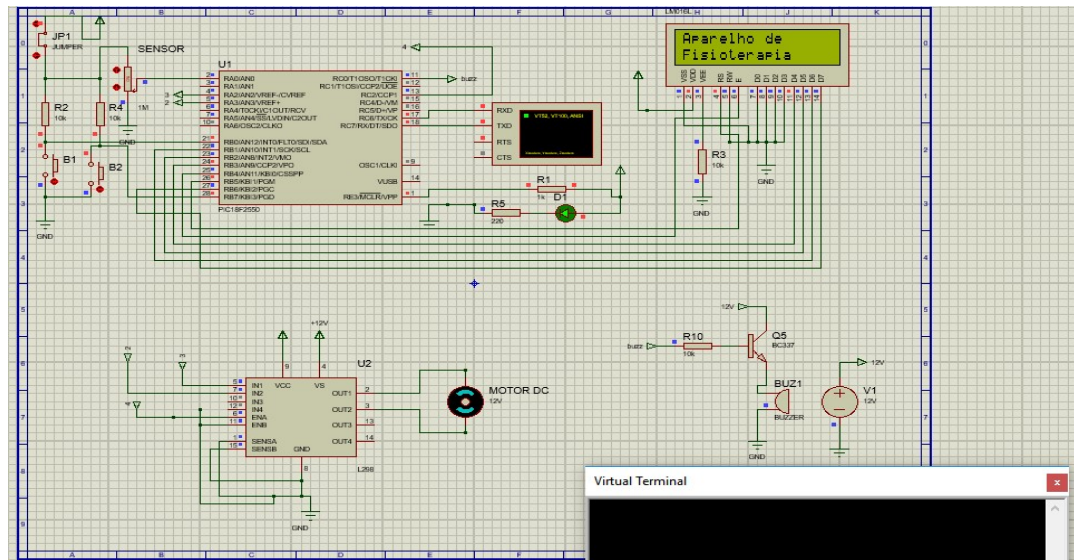


Figura 4.3: Simulação com LCD exibindo mensagem ao ligar o circuito (próprio autor).

A Figura 4.4 mostra na tela do LCD o nome dos autores do projeto.

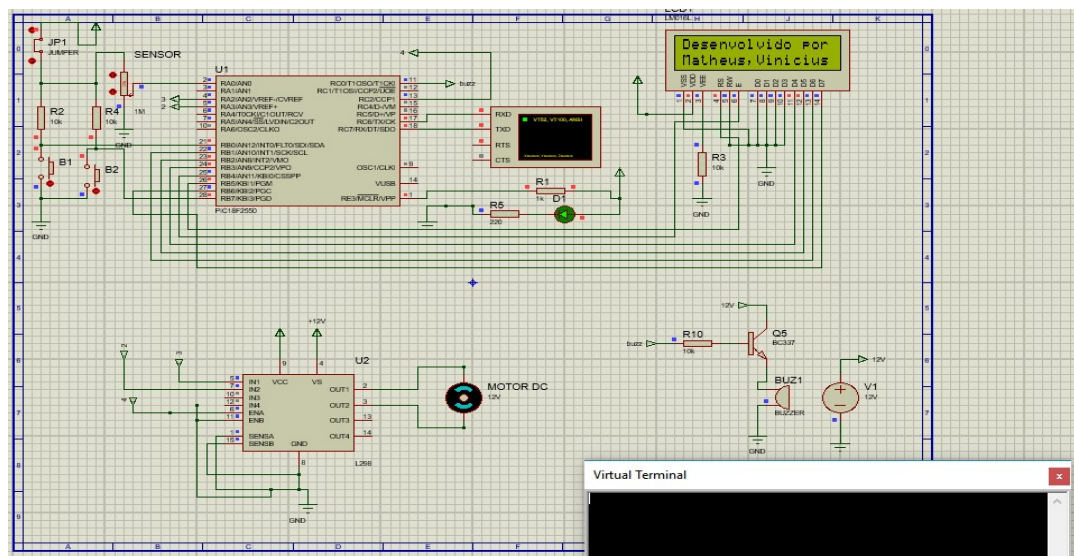


Figura 4.4: Simulação com LCD exibindo o nome dos autores (próprio autor).

A Figura 4.5 mostra na tela a mensagem de inicialização dos módulos.

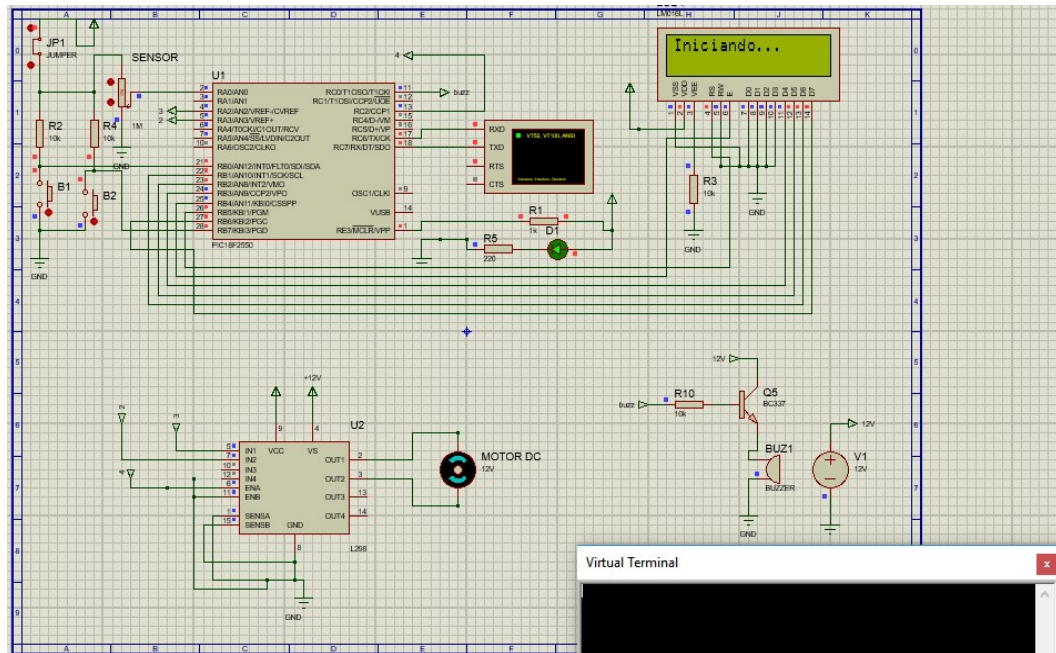


Figura 4.5: Simulação com LCD exibindo a inicialização dos módulos (próprio autor).

As Figuras 4.6 e 4.7 mostram a instrução do sistema de controle para o usuário, pedindo que ele estabeleça a meta (em ângulo) para iniciar o treino, apertando o botão 01. Atingindo este ponto, o usuário deve apertar o botão para gravar este dado, botão 02, pois esta será a meta para atingir nos exercícios posteriores.

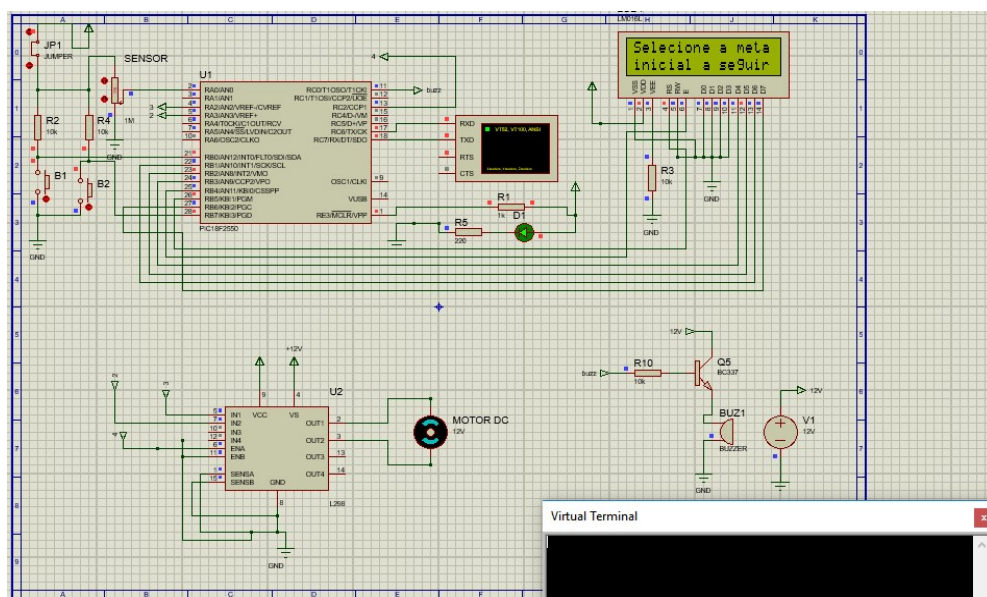


Figura 4.6: Simulação com o LCD exibindo instrução do sistema para o usuário (próprio autor).

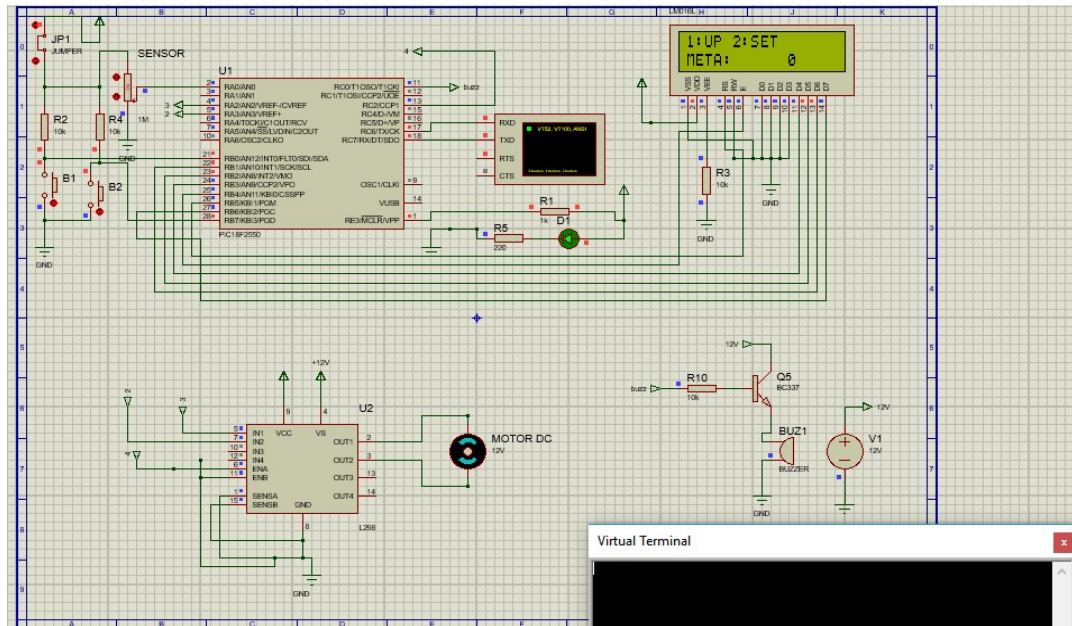


Figura 4.7: Simulação com LCD exibindo as informações do botão 1 (aumento do ângulo) e botão 2 (gravação) (próprio autor).

Após a seleção de meta, o sistema inicia o modo automático de treino, como mostra a Figura 4.8. O número de repetições do movimento de flexão e extensão deve ser consultado pelo terapeuta, para que seja gravado no microcontrolador (vide apêndice C), bem como o ângulo de movimento que o usuário deve fornecer ao sistema, a fim de que seja proposto um treino específico para cada perfil de paciente.

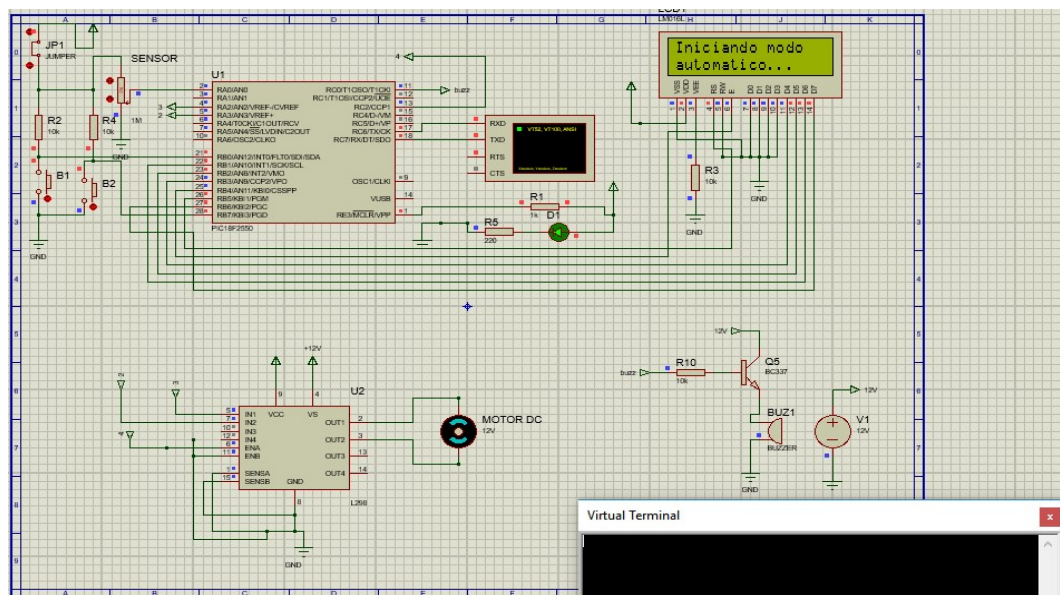


Figura 4.8: Simulação com o LCD exibindo mensagem de inicialização do treino (próprio autor).

O motor, então, começa a girar no sentido horário com velocidade reduzida. É possível aumentar o torque apertando o botão B2 a qualquer momento durante o treino.

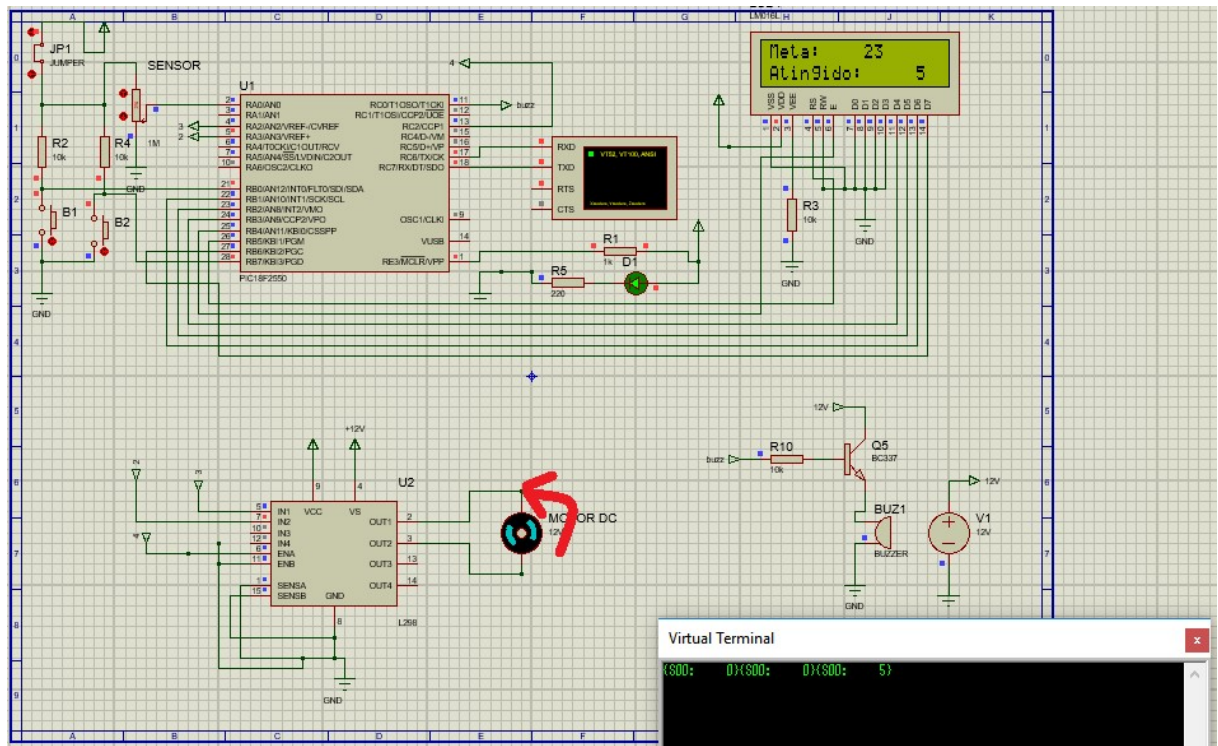


Figura 4.9: Simulação da etapa de flexão do braço (próprio autor).

O movimento de flexão é executado até que se atinja a meta estabelecida previamente. Observa-se a transmissão do desempenho instantâneo do paciente através da comunicação serial. A Figura 4.9 ilustra esta etapa.

Ao atingir a meta, o sentido de rotação do motor é invertido e o movimento de extensão é executado até atingir a posição inicial, conforme programado. Isto é mostrado na Figura 4.10.

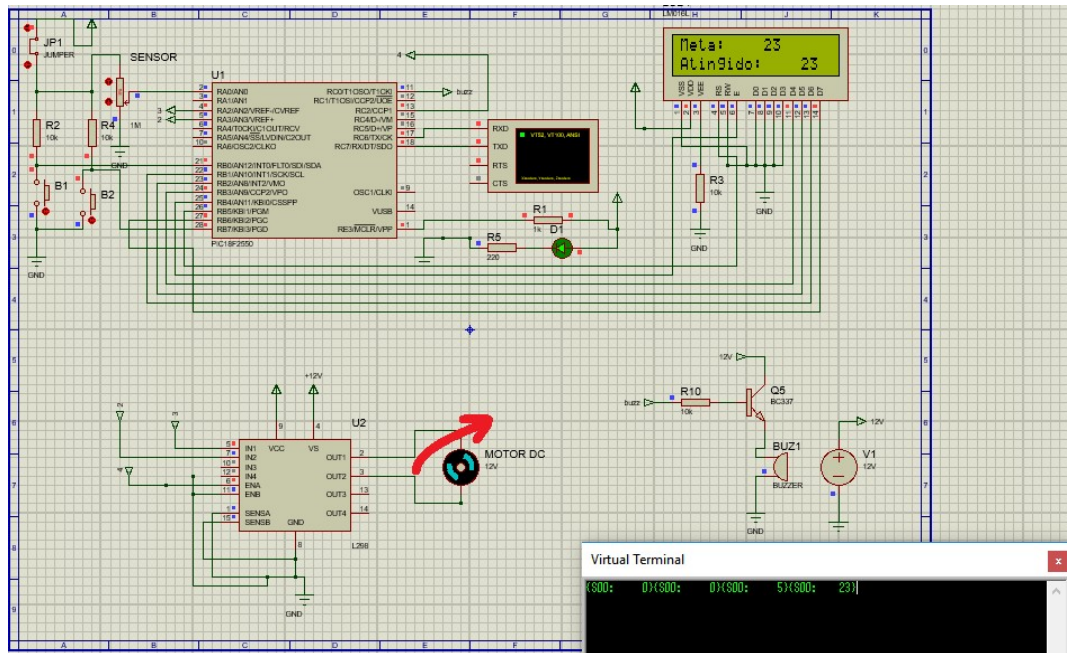


Figura 4.10: Simulação da etapa de extensão do braço (próprio autor).

O usuário pode interromper o movimento do braço com a parada imediata do motor, ao pressionar o botão B1. A Figura 4.11 mostra o resultado deste acionamento.

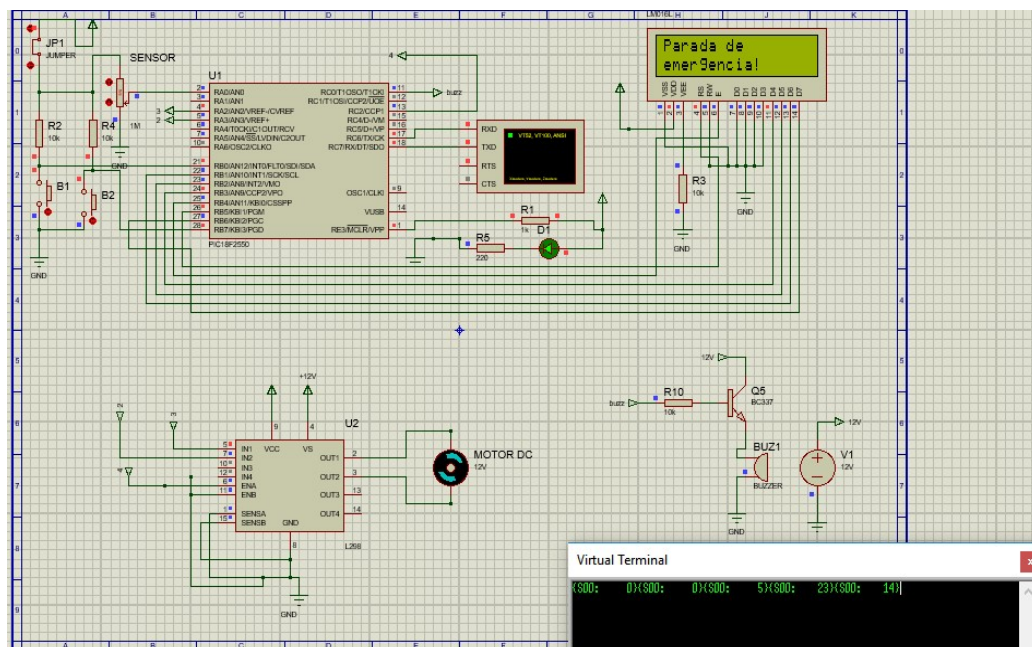


Figura 4.11: Simulação da parada de emergência do motor (próprio autor).

Para encerrar o treino, após “n” repetições, definidas pelo programador, o sistema mostra a mensagem de treino finalizado e o motor é movimentado para a posição inicial. Em

Inicialmente, o motor utilizado para o protótipo era do tipo motor de passos, escolhido por possuir controle preciso de velocidade, torque e deslocamento, no qual transformava o método de treino em ativo-assistido. Entretanto, o motor não possuía torque suficiente para movimentar a estrutura mecânica. A solução encontrada foi efetuar a troca do motor de passos por um motor DC. O motor de passos escolhido tinha um torque máximo de 1 Kgf.cm, em comparação com o modelo DC que possui torque máximo de 8,5 Kgf.cm.

Fabricação da PCI: O processo de fabricação utilizado é muito robusto e susceptível a erros. Para transição do layout do papel para o cobre foram necessárias 3 sessões de termo transferência, bem como a correção do circuito com uma caneta especial para PCI. O layout foi modificado duas vezes porque trilhas muito finas (menor que 30 milésimos de polegadas) não podem ser transferidas com êxito por esse processo, o que resulta no aumento de ligações por fios (*jumper*s) no circuito. Para corrigir este problema, seria ideal a fabricação por um processo profissional, contatando a indústria de PCIs para este objetivo, a fim de fabricar uma placa de componentes SMD, dupla ou multi camadas. Uma PCI com componentes SMD apresenta menor tamanho em volume, ocasionando assim maior proteção contra impactos mecânicos nos componentes.

O método de fabricação profissional é totalmente controlado, em questão de temperatura do líquido corrosivo, nível de solvente e soluto na solução corrosiva, transferência do circuito para a placa cobreada, soldagem dos componentes, entre outros aspectos que, além disso, permitem a confecção de trilhas muito finas, com proteção em esmalte para toda a região da placa, evitando principalmente a oxidação. Estes aspectos aumentam a confiabilidade do circuito, diminuindo o tempo gasto com manutenção corretiva de eventuais falhas, que neste projeto, foram principalmente erros por mau contato de fios e delaminação de ilhas e trilhas no momento da soldagem. Considerando a PCI em questão, ficaria com um tamanho muito reduzido e consequentemente o custo seria próximo ao gasto no método amador.

Software Geniot: O software Geniot usado neste projeto é uma versão livre, mais simples, e, portanto, alguns recursos interessantes não puderam ser utilizados. Por exemplo, a captura de dados em alta velocidade. A solução mais viável seria comprar a licença do software, ou ainda, montar um servidor em nuvem próprio para este projeto.

5. Conclusões

Considerando o método passivo de reabilitação, o sistema embarcado desenvolvido teve a capacidade de capturar as mudanças físicas de movimento e traduzi-las em dados digitais, como era o objetivo do projeto, para que se possa compreender melhor a terapia, com o intuito de utilizar estes dados para análise de desenvolvimento do paciente e controle de processo.

O sistema conta com um microcontrolador de baixo custo como unidade central de processamento, no qual a detecção do sinal de entrada é medida através de um potenciômetro (outro componente de baixo custo) que acompanha o movimento. Como resultado, o sistema possibilita a execução de um processo fisioterápico ajustável para o nível do paciente, em torque, velocidade e ângulo de movimentação, além de parada de emergência para interromper o processo.

O projeto em seu nível atual, para ser implementado no campo da fisioterapia para auxiliar o paciente a recuperar o movimento do braço deve ser melhorado, principalmente em relação à estrutura mecânica utilizada para este fim. Porém, em relação ao aspecto eletrônico, este projeto está quase completo, basta apenas verificar o melhor método de treino, ou seja, o ângulo correto de inclinação para cada paciente e o número de repetições do movimento para implementar no circuito.

Em termos experimentais, o protótipo não pôde ser testado em pacientes reais pelo fato de não estar em tamanho real. Os benefícios deste aparelho são previstos considerando a teoria de reabilitação por controle de movimento passivo e também levando em conta as capacidades tecnológicas que o mesmo pode oferecer.

Os objetivos parciais alcançados foram:

- Associação de uma área da saúde com uma área da engenharia.
- Comunicação e controle entre circuito embarcado, periféricos e atuadores.
- Exibição de dados coletados pelo sistema para o usuário em diferentes formas, IHM via hardware e software.

Os objetivos parciais que não foram alcançados foram:

- Estrutura mecânica apropriada para o projeto.
- Criação de um servidor em nuvem específico.

- Sistema embarcado reduzido.
- Testes com pacientes reais.

Embora estes pontos parciais não tenham sido alcançados no momento, não desqualificam a utilidade do projeto, pois requerem maior tempo de estudo e maiores investimentos financeiros. Porém, devem ser analisados posteriormente, a fim de melhorar significativamente o protótipo.

O estudo feito neste projeto serve de base para a criação futura de um sistema que reaja corretamente ao movimento do paciente, o ajudando de maneira suave e precisa na recuperação do movimento do braço. Os resultados se mostram promissores e incentivam o prosseguimento do projeto, para utilizar microcontroladores menores, com maior capacidade de processamento de dados, e sensores mais refinados para coletar dados em qualquer movimento do paciente, bem como criar uma interface de usuário amigável para visualizar e trabalhar com estes dados.

6. Trabalhos futuros

Para trabalhos futuros baseados no projeto apresentado, a principal sugestão é criar, ou moldar uma estrutura mecânica capaz de suportar o peso de um braço humano, além de ser capaz de se movimentar suavemente, alterando de maneira fiel o movimento do sensor.

Outro aspecto seria utilizar um sensor capaz de capturar movimentos em 3 dimensões, como, por exemplo, giroscópio e acelerômetro, que são ótimos para trabalhos que requerem grande movimentação.

Além disso, criar uma interface gráfica para usuário própria para este projeto facilitaria o uso do mesmo, levando em conta que seria livre de restrições, e o conteúdo seria específico para os objetivos do projeto.

Implementar um módulo Wi-Fi no sistema embarcado criaria um outro nível de comunicação de dados, permitindo extinguir o uso de um computador.

7. BIBLIOGRAFIA

- [1]. SEELMAN, K.D. e HARTMAN, L.M. ***Telerehabilitation: policy issues and research tools***. 2009.
- [2]. KISNER, Carolyn e COLBY, Lynn Allen. ***Therapeutic Exercise. Foundations and techniques. 6th Ed.*** Columbus, Ohio : F.A Davis Company, 2012.
- [3]. KISNER, Carolyn e COLBY, Lynn Allen —. ***Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques. 5th ed.*** Columbus, Ohio : F.A Davis Company, 2007.
- [4]. ORGANIZATION, WORLD HEALTH. ***Relatório mundial sobre a deficiência. pag. 334.*** São Paulo : s.n., 2012.
- [5]. IBARRA, Juan Carlos Pérez. ***Controle de impedância adaptativo aplicado à reabilitação robótica do tornozelo.*** São Paulo : s.n., 2014.
- [6]. I., KREBS H. ***Rehabilitation robots: Performance-based progressive robot assisted therapy.*** Springer : s.n., 2003.
- [7]. REINKENSMEYER, D. J. ***Annual review of biomedical engineering. vol. 6. p. 497-525.*** 2004.
- [8]. RIENER, R. ***IEEE Transaction on neural systems and rehabilitation engineering. vol. 13. p.380-394.*** 2005.
- [9]. DIAGO, Ronaldo e AMARAL, Valder Moreira. ***Eletrônica Digital. Vol. 4. s.l. : Fundação Padre Anchieta,*** 2011.
- [10]. HONDA, Flávio. ***Motores de corrente contínua. Ed. 01.*** 2006.
- [11]. SILVEIRA, Cristiano bertulucci. ***CitySystems.*** [Online] [Citado em: 05 de 01 de 2018.] <https://www.citisystems.com.br/motor-cc/>.
- [12]. ***MODELIX ROBOTICS.*** [Online] [Citado em: 05 de 01 de 2018.] http://www.leomar.com.br/modelix/index.php?option=com_content&view=article&id=117:m.
- [13]. Chapman, Stephen J. ***Fundamentos de Máquinas Elétricas .*** Porto Alegre : Bookman, 2013.
- [14]. Heath, JANET. ***Analog IC tips.*** [Online] [Citado em: 05 de 01 de 2018.] <https://www.analogictips.com/pulse-width-modulation-pwm/>.
- [15]. BRAGA, Newton C. ***Instituto NCB.*** [Online] [Citado em: 01 de 02 de 2018.] <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/robotica/5168-mec070a>.
- [16]. Inc., Microchip Technology. [Online] Microchip. [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/pic18f2550>.
- [17]. Reis, Mauro S. dos. ***Baú da eletrônica.*** [Online] [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <http://baudaeletronica.blogspot.com.br/2013/02/tipos-de-potenciometros.html>.

- [18]. F., Filipe. **FilipeFlop. *FilipeFlop componentes eletrônicos***. [Online] [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <https://www.filipeflop.com/blog/motor-dc-arduino-ponte-h-l298n/>.
- [19]. Rei do som. ***Eletrônica rei do som LTDA***. [Online] [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <http://www.reidosom.com.br/altofalantes.htm>.
- [20]. Auto Core Robótica. [Online] [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <https://www.autocorerobotica.com.br/produto/adaptador-usb-serial-ttl-pl2303.html>.
- [21]. Barbacena, Prof. Ilton L. ***Construção de PCI***. 2011.
- [22]. PVC Brasil. [Online] [Citado em: 30 de 01 de 2018.] http://www.pvcbrasil.com.br/produto/12/Tubo_Esgoto_Prim%C3%A1rio_PBV_6_m/.
- [23]. Builder Depot. [Online] [Citado em: 30 de 01 de 2018.] <http://www.builderdepot.co.uk/mdf-board-18mm-x-1220mm-x-2440mm.html>.
- [24]. BRAGA, Newton C. **Instituto NCB**. [online] [Citado em: 29 de 01 de 2018.] <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/robotica/5534-mec139>

Apêndice A - Método de fabricação de placas de circuito impresso.

Há diversos tipos de métodos para fabricar placas de circuito impresso, os substrativos e os aditivos [21]. Alguns deles são listados abaixo:

- Termo transferência.
- Fotolitográfico.
- Fresamento automático com uso de CNC's (Computer NumericalControl – Controle numérico computadorizado).

O processo de termo transferência é muito utilizado pelos iniciantes em eletrônica, por apresentar facilidade no método empregado. A desvantagem é que trilhas muito estreitas (menores que 16 milésimos de polegadas) não conseguem obter um bom resultado no momento da transferência.

Porém, este projeto não requer trilhas muito estreitas, pois trabalha com componentes PTH (pin throughhole – pino através do furo), que usam ilhas e trilhas com dimensões grandes suficientes para o processo de termo transferência obter êxito. O fluxograma para fabricar a PCI é mostrado na Figura A.1.

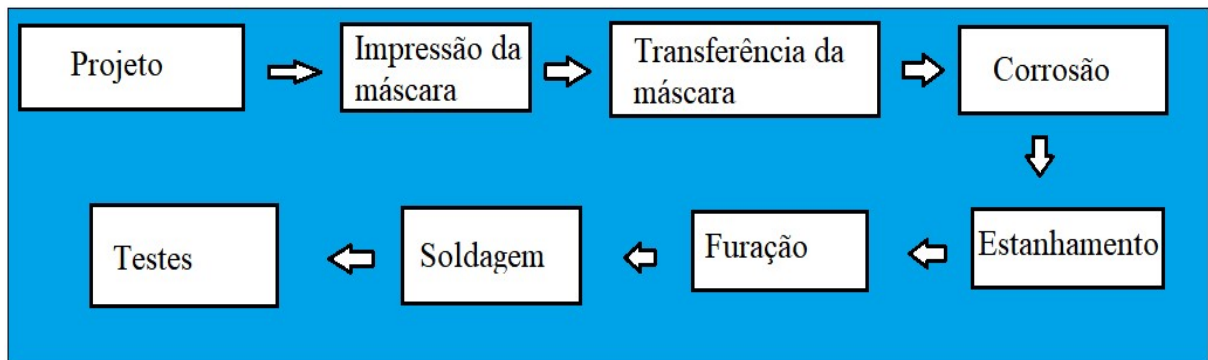


Figura A.1: procedimento de fabricação da PCI (próprio autor).

Processo de Fabricação:

Neste processo, o circuito desenvolvido em software CAD deve ser impresso em um papel de fotografia (Glossy), por uma impressora a laser. Uma chapa de metal aquecida é colocada sobre o papel e o tonner da impressora se fixa no cobre por aquecimento. Antes porém, a placa deve estar limpa de gorduras ou impurezas do ambiente, para melhorar a aderência do tonner, como mostra a Figura A.2.

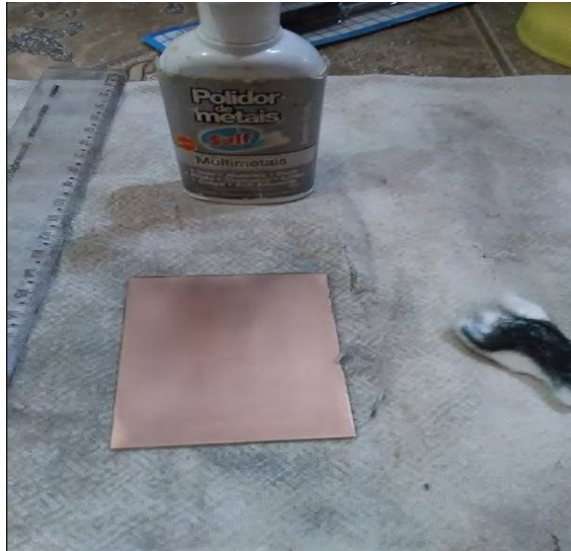


Figura A.2: limpeza da superfície cobreada da placa de circuito impresso (próprio autor).

Após a limpeza da placa, o ferro aquecido é colocado sobre a folha de papel e a transferência é iniciada.. Como mostra a Figura A.3. O resultado é mostrado na Figura A.4.



Figura A.3: início da transferência do circuito para a placa (próprio autor).

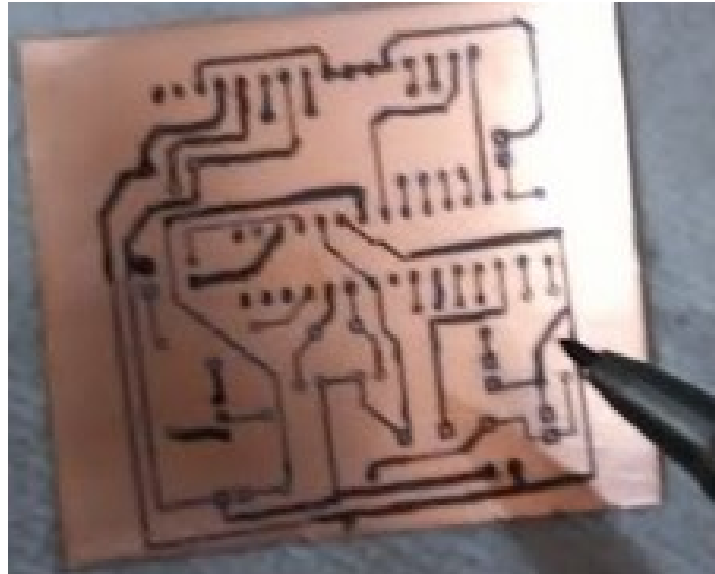


Figura A.4: circuito transferido para o cobre após correção com caneta (próprio autor).

Após as eventuais correções de layout com a caneta especial para PCI, a placa deve ser levada à corrosão. Esta etapa é feita por um processo que envolve solução de cloreto de ferro (III), conhecido popularmente como *percloro de ferro*, capaz de corroer o cobre não utilizado pelo layout, como mostra a Figura A.5.



Figura A.5: corrosão da placa de fenolite. (próprio autor).

Feito isso, as placas têm o seguinte resultado, Figura A.6 e A.7, após a soldagem dos componentes:

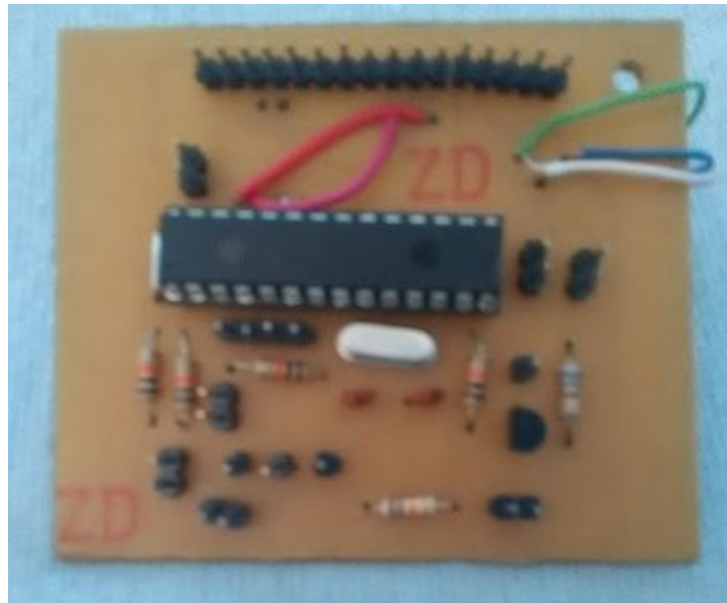


Figura A.6: vista superior da PCI de controle fabricada (próprio autor).

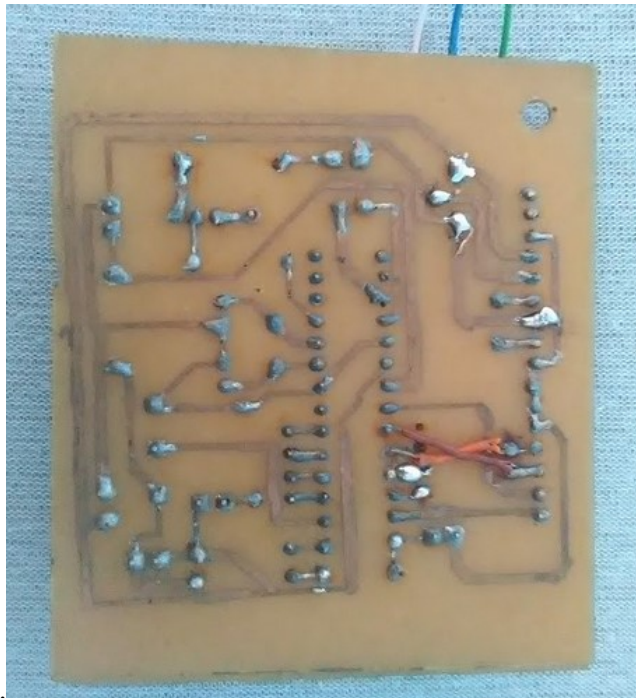


Figura A.7: vista inferior da PCI de controle fabricada (próprio autor).

Apêndice B – Montagem da maquete

Para a montagem da maquete, um esquema foi elaborado para facilitar o entendimento e elaboração da estrutura, onde a a vista superior é mostrada na Figura B.1. A base é composta por uma placa de madeira que permite a inserção da haste móvel com um dos lados atrelado ao eixo do motor e o outro lado atrelado ao eixo do potenciômetro nas hastes fixas.

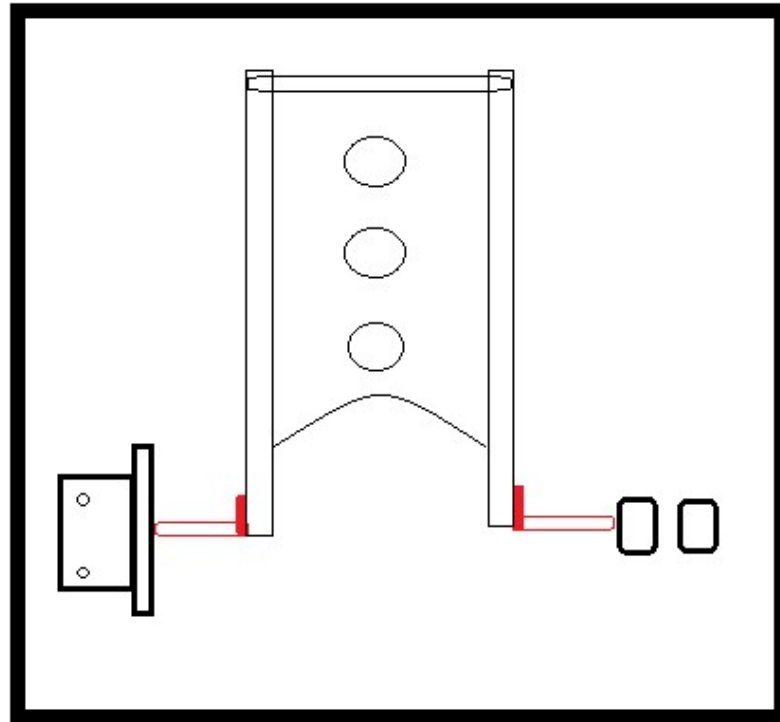


Figura B.1: Vista superior da estrutura (próprio autor).

A vista lateral é mostrada na Figura B.2. As hastes móveis são colocadas em diagonal com as hastes fixas para permitir o movimento do braço do usuário. A haste móvel possui três furos passantes para que o material fique menos denso. O corte do material na altura do cotovelo permite que o movimento de flexão e extensão seja executado sem atrito com a base. O formato côncavo da estrutura permite melhor conforto para o usuário, pois imita a forma física do próprio membro.



Figura B.2: Vista lateral da estrutura (próprio autor).

Os materiais utilizados para montagem da estrutura foram:

Madeira Placa de MDF (Figura B.4);

- Cano dePVC (Figura B.3);
- Motor DC (Figura B.5);
- Suporte em“L” (Figura B.6);
- Caixa tipo “patola” (Figura B.7 e B.8);
- Outros



Figura B.3: exemplo de cano de PVC para o suporte do braço [22].



Figura B.4: exemplo de madeira MDF para base do suporte [23].



Figura B.5: aparência do motor DC com caixa de redução (próprio autor).



Figura B.6: aparência do suporte em “L” (próprio autor).

Utilizou-se uma caixa tipo “patola” para inserir a placa de circuito impresso, a qual foi configurada de acordo com a necessidade do projeto, ou seja, foi furada nos pontos dos botões, display, jumpers para ligações de fontes, dos fios para a comunicação serial e para as ligações do sensor. Como mostram as Figuras B.7 e B.8.



Figura B.7: visão frontal da caixa de controle (próprio autor).



Figura B.8: visão traseira da caixa de controle (próprio autor).

As Figuras B.9 e B.10 ilustram o molde do braço usinado.



Figura B.9: vista superior do tubo usinado em PVC (próprio autor).



Figura B.10: vista inferior do tubo usinado em PVC (próprio autor).

Por fim, o protótipo montado é apresentado nas Figuras B.11 e B.12. A interface gráfica do software é mostrada no notebook, sendo que a central de processamento está inserida na caixa de controle e o conjunto mecânico está montado com o motor e sensor acoplados sobre a base do sistema.

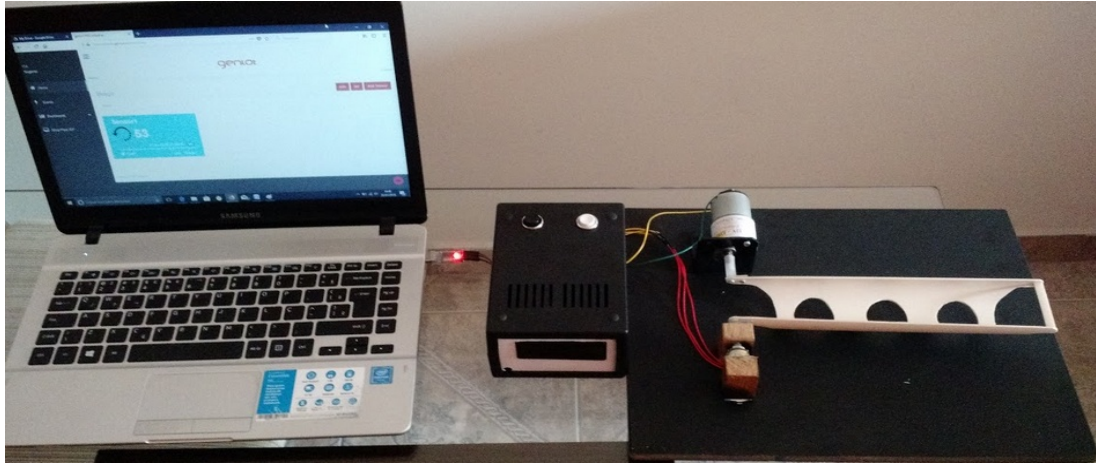


Figura B.11: visão superior do protótipo montado (próprio autor).

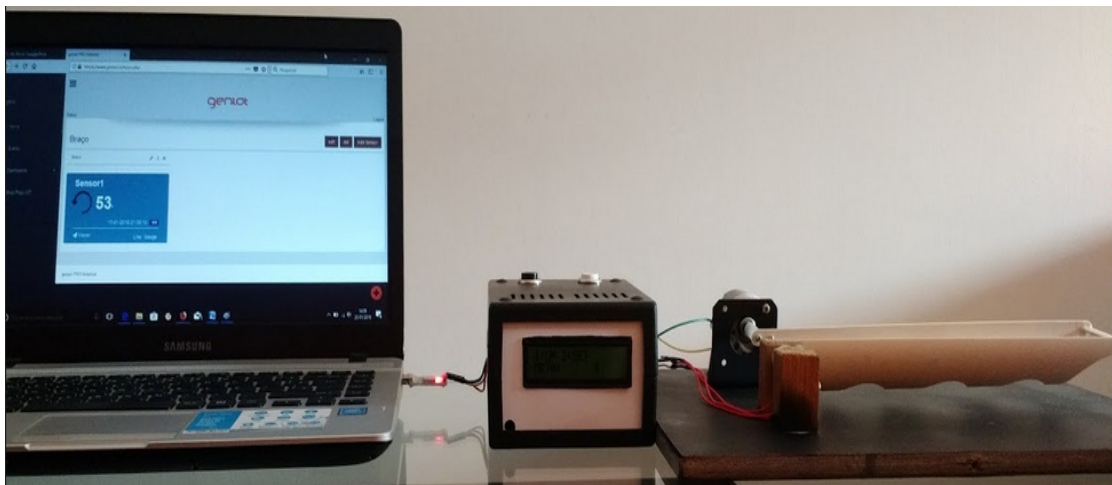


Figura B.12: visão lateral do protótipo montado (próprio autor).

Apêndice C – Código fonte do microcontrolador

/* Faculdade de Tecnologia de São Paulo
 Eletrônica Ind.

Projeto de Trabalho de Conclusão de Curso - Aparelho de Fisioterapia

Autores:

Mateus Vieira

Vinícius Rodrigues

Material utilizado:

MCU: PIC18F2550

Cristal: 8MHz

Display de LCD 16x2

Motor CC – 12V/13 RPM. Torque máx: 8,5 Kgf.cm

Driver de potência : PONTE H – L298N

Shield: RS232 - Conversor USB-Serial.

Sensor: Potenciômetro 1M. Range de 300° -> 300° - 256 logo,

$$1^{\circ} - 1,17$$

$$1,1716 \cdot 256 \sim 299^{\circ}$$

// tempo overflow = T x prescaler x [256 - carga inicial]

// tempo overflow = $0,5 \cdot 10^{-6} \times 256 \times [256 - 0]$

// tempo overflow = 32,768 ms.

// para resultar em 1 segundo basta repetir 31 vezes = 1,0158 seg.

-----*/

unsigned int var=0, serial=0,X=0, cont=0, meta=0;

bit buzz,flag;

char grau_str[8];

char meta_str[8];

// LCD module connections

//Configuração de hardware do LCD

sbit LCD_RS at RB5_bit;

sbit LCD_EN at RB4_bit;

```

sbit LCD_D4 at RB3_bit;

sbit LCD_D5 at RB2_bit;

sbit LCD_D6 at RB1_bit;

sbit LCD_D7 at RB6_bit;

sbit LCD_RS_Direction at TRISB5_bit;

sbit LCD_EN_Direction at TRISB4_bit;

sbit LCD_D4_Direction at TRISB3_bit;

sbit LCD_D5_Direction at TRISB2_bit;

sbit LCD_D6_Direction at TRISB1_bit;

sbit LCD_D7_Direction at TRISB6_bit;

// End LCD module connections

void interrupt(){

if(INT0IF_bit==1){    //Interrupção externa

    PORTA = 0x00;;    //Desliga PORTA

    buzz=1;          //Liga flag buzz

    X=0;              //Variavel de PWM

INT0IF_bit=0;        //Desabilita flag interrup. ext.

    }

    if(TMR0IF_bit == 1){    //Interrupção do timer0 cada 32 ms

    serial++;

    if(serial==96){        //32ms*96 = 3072 ms

        //"{S00: valor}" - ShortCut

        UART1_Write_Text("{S00:}");    //Selecionar o sensor

UART1_Write_Text(graue_str);    //Enviar o valor lido em string

        UART1_Write('}');    //Fechar o pacote

        serial=0;

    }

    TMR0L=0;    //Zera timer0

    TMR0H=0;

    TMR0IF_bit=0;    //Desabilita flag timer0

    }

}

```

```

void inicializacao(){

//configurações básicas dos registradores de entrada ou saída de dados:

    TRISA=0x01;        //AN0 entrada

    TRISA.RA4=0;

    PORTA = 0x00;;      //PORTA A desligado

    TRISB=0x81;        //RB0 e RB7 entrada

PORTB=0x81;    //RB0 RB7 pull-up

TRISC.RC0=0;    //pino do speaker

    TRISC.RC7=1;      //Pino RX

    TRISC.RC6=0;      //Pino TX


//Configurações dos registradores de interrupções:

INTCON = 0b01110000;    //TIMER0 ativado, INT Ext

    INTEDG0_bit = 0;      //Falling Edge

    TOCON = 0b11000111;    //8bit counter,CLK0, low to high transition, PSA sinalizado, 1:256

TMR0L = 0;        //Registrador baixo

    TMR0H = 0;          //Registrador alto

//Configurações dos registradores A/D

    ADCON0 = 0b00000000;

    ADCON1 = 0b00001110;    //0-0-VCFG1-VCFG0-PCFG3,2,1,0 = AN0 analógico

    ADCON2 = 0b00101100;

    ADC_Init();            //Inicializar conversor AD

//inicialização dos módulos

    Lcd_Init();            //Inicializar LCD

    UART1_Init(9600);      //inicializar UART

    delay_ms(100);        //TEmpo de estabilização


    PWM1_Init(1000);      //Inicia PWM em 5kHz

PWM1_Set_Duty(0);    //Seleciona Duty cycle

    PWM1_Start();          //habilita PWM


    Sound_Init(&PORTC, 0);

```

```

buzz=0;

    flag=0;

}

void Ler(){

    ADON_bit = 1;          // Ativar o módulo AD

    delay_us(20);          //Tempo de aquisição

    ADCON0.GO_DONE = 1;    // Set bit de Status do AD

    while(ADCON0.GO_DONE == 1)    //Enquanto estiver Convertendo espera

        //Quando terminar o bit vai pra 0 automaticamente

        delay_us(20);      //Tempo de aquisição

        var = ADC_Read(0);  //LEr AN0

        var = var/4;        //de 1024 para 256 valores

        var = var*1.18;     //Valor medido convertido para graus (empírico)

        IntToStr(var,grau_str);    //Conversão int para string

        ADON_bit=0;

    }

void Liga_motor(){ //Sentido horário

    RA3_bit=0;    //IN2

    RA2_bit=1;    //IN1

    PWM1_Set_Duty(X);

}

void volta_motor(){

    RA3_bit=1;    //IN2

    RA2_bit=0;    //IN1

    PWM1_Set_Duty(X);

}

void parada(){

    Sound_Play(880, 500);    // Play sound at 880Hz for 1 second

    Sound_Play(1700, 500);   // Play sound at 880Hz for 1 second

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_out(1,1,"Parada de ");

```



```

        Lcd_out(2,1,"emergencia!");

        delay_ms(5000);

        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

        Lcd_out(1,1,"Voltando...");

        delay_ms(1000);

        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
    }

void main() {

    inicializacao();

    LCD_Cmd( _LCD_CURSOR_OFF);


    Sound_Play(400, 500);      // Play sound at 400Hz for 500 miliseconds
    Sound_Play(600, 500);      // Play sound at 600Hz for 500 miliseconds
    Sound_Play(700, 200);      // Play sound at 700Hz for 200 miliseconds
    Sound_Play(900, 200);      // Play sound at 900Hz for 200 miliseconds


    Lcd_out(1,1,"Aparelho de ");
    Lcd_out(2,1,"Fisioterapia");

    delay_ms(3000);

    LCD_CMD(_LCD_CLEAR);

    Lcd_out(1,1,"Desenvolvido por ");

    delay_ms(1000);

    Lcd_out(2,1,"Matheus,Vinicius");

    Delay_ms(2000);

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_out(1,1,"Iniciando...");

    delay_ms(2000);

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    while(1){                //Loop infinito

        GIE_bit=0;           //Desabilita flag int.geral

        PORTA=0x00;

        X=0;

        Lcd_out(1,1,"Selecione a meta");

```

```

    Lcd_out(2,1,"inicial a seguir");

    delay_ms(2000); //delay 2 seg

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_out(1,1,"1:UP" );

    Lcd_out(1,6,"2:SET");

Lcd_out(2,1,"META:");

        //Momento de gravação da meta

        while(RB7_bit==1) {          //Sai do loop quando apertar o botao GRAVAR --> RB7

if(RB0_bit==0){ //Se botao press

delay_ms(200); //Debounce correção

        var++;          //incrementa variavel

        }

        IntToStr(var,grau_str);          //Conversão int para string

Lcd_out(2,7,grau_str);

        }

        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

meta = var;          //Salvar o valor da variável

        IntToStr(meta, meta_str);

        Lcd_out(1,1,"Iniciando modo");

Lcd_out(2,1,"automatico...");

        delay_ms(2000);

INT0IE_bit=0;          //Desabilita int. mudança de estado


Sound_Play(880, 500);          // Play sound at 880Hz for 1 second

        Sound_Play(1700, 500);          // Play sound at 880Hz for 1 second

        Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

        GIE_bit=1;          //habilita int. Geral


//Modo automático

        for(cont=0; cont<10; cont++){ //Repetir 10 vezes o treino

while(var > 3 ){ //Posicao inicial

        buzz=0;

```

```

    Lcd_out(1,1,"Meta:");

    Lcd_out(1,6,meta_str);

    Lcd_out(2,1,"Atingido:");

Ler();

    Lcd_out(2,10,grau_str);


    if(var>20 && !flag)          //chutar valor de saida inercial e flag = 0

    X=50;

    Liga_motor();              //movimento de FLEXÃO -> muda var


    if(!RB7_bit ) {           //Se botao pressionado aumenta PWM e flag=0

    delay_ms(200);

    X = X+20;

    Liga_motor();

    flag=1;

}

    if (X>250)

    X=60;

    else if(buzz==1){

parada();

    X=200;

    buzz=0;

    Liga_motor();

    }

    } //End while

//variável < 3 -----

//Partida alta corrente

    X=200;

    volta_motor();

    Delay_ms(100);

    flag=0;

```

```

        while(var < meta ){ //limite de movimento

buzz=0;

        Lcd_out(1,1,"Meta:");

        Lcd_out(1,6,meta_str);

Lcd_out(2,1,"Atingido:");

        Ler();

        Lcd_out(2,10,grau_str);


        if(var<meta && !flag)          //chutar valor de saida inercial

X=50;

        volta_motor();      //movimento de EXTENSÃO


        if(!RB7_bit ) {      //Se botao pressionado aumenta PWM

        delay_ms(200);

        X = X+20;

        volta_motor();

        flag=1;

        }

        if (X>250)          //Limite do valor de PWM

X=60;

        else if(buzz==1) {      //Parada de emergencia solicitada

        parada();

        X=200;

        volta_motor();

        buzz=0;

        }

        } //End while

//Variavel > meta -----

//Partida alta corrente

        X=200;

        Liga_motor();

        Delay_ms(100);

flag=0;

```

```

    } //end FOR

    Sound_Play(880, 500);      // Play sound at 880Hz for 1 second

    Sound_Play(1700, 500);    // Play sound at 880Hz for 1 second

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

    Lcd_out(1,1,"Treino");

    Lcd_out(2,1,"finalizado!");

    while(var>5){
X=100;    //Volta devagar

    Liga_motor();

    Ler();

    }

    X=0;    //Parada total do motor

    PORTA=0x00;

    Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);

} //fim while 1

} //fim void main

```