

Desenvolvimento de um sistema automatizado de posicionamento para dosimetria em teleterapia

Development of an automated positioning system for dosimetry in teletherapy

Desarrollo de un sistema de posicionamiento automatizado para dosimetría en teleterapia

Recebido: 21/11/2023 | Revisado: 30/11/2023 | Aceitado: 02/12/2023 | Publicado: 04/12/2023

Tadeu Baumhardt

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4603-8058>
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: tadeurs@gmail.com

Guilherme Lopes Weis

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9625-8967>
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: glweis11@gmail.com.br

Thiago Victorino Claus

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1446-0721>
Hospital Universitário de Santa Maria, Brasil
E-mail: clausrx@gmail.com

Leila Maria Araújo Santos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1513-3717>
Universidade Federal de Santa Maria, Brasil
E-mail: leilamas@gmail.com

Rogério Correa Turchetti

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5242-5057>
Universidade Federal de Santa Maria, Brasil
E-mail: turchetti@redes.ufsm.br

Resumo

A radioterapia pode ser dividida em duas modalidades: a braquiterapia e a teleterapia, sendo a última, a técnica mais difundida. Os equipamentos de teleterapia são capazes de produzir feixes de fótons ou elétrons que saem do equipamento em direção ao paciente posicionado sobre a mesa de tratamento. Para garantir que o campo de irradiação forneça a dose correta e que os feixes produzidos incidam apenas na região de interesse, é necessário a realização de uma série de testes de controle de qualidade, sendo uma parte destes testes executados por meio de equipamentos específicos de dosimetria: um conjunto dosimétrico, além de um simulador (fantoma) cheio de água que simula a interação do feixe com o corpo humano. Dependendo da quantidade de energias que o acelerador linear pode produzir, e considerando que o controle de qualidade deve ser realizado periodicamente sobre cada uma das energias disponíveis no equipamento, o processo todo acaba por se tornar demasiadamente lento e moroso, quando se utiliza um simulador de acionamento manual comparado a um equipamento automatizado. O objetivo deste trabalho foi projetar e construir um equipamento automatizados de baixo custo, baseado em uma plataforma open source (Arduino), com acesso a peças de acessíveis comparáveis aos dispositivos dedicados a controle de qualidade em radioterapia disponíveis no mercado. E espera-se ainda, em um trabalho futuro, desenvolver um software que em conjunto com o equipamento, seja capaz de realizar o processo de varredura do feixe de radiação. Trata-se, portanto de uma pesquisa de natureza aplicada.

Palavras-chave: Controle de qualidade; Radioterapia; Dosimetria; Automação.

Abstract

Radiotherapy can be divided into two modalities: brachytherapy and teletherapy, the latter being the most widespread technique. Teletherapy equipment is capable of producing beams of photons or electrons that leave the equipment towards the patient positioned on the treatment table. To ensure that the irradiation field provides the correct dose and that the beams produced focus only on the region of interest, it is necessary to carry out a series of quality control tests, with part of these tests carried out using specific dosimetry equipment. : a dosimetric set, in addition to a simulator (phantom) filled with water that simulates the interaction of the beam with the human body. Depending on the amount of energy that the linear accelerator can produce, and considering that quality control must be carried out periodically on each of the energies available in the equipment, the entire process ends up becoming too slow and time-consuming, when using a simulator. manual activation compared to automated equipment. The objective of this work was to design and build low-cost automated equipment, based on an open source platform (Arduino), with access to affordable parts comparable to devices dedicated to quality control in radiotherapy available on the market.

And it is also expected, in future work, to develop software that, together with the equipment, is capable of carrying out the process of scanning the radiation beam. It is, therefore, research of an applied nature.

Keywords: Quality control; Radiotherapy; Dosimetry; Automation.

Resumen

La radioterapia se puede dividir en dos modalidades: braquiterapia y teleterapia, siendo esta última la técnica más extendida. Los equipos de teleterapia son capaces de producir haces de fotones o electrones que salen del equipo hacia el paciente colocado en la mesa de tratamiento. Para garantizar que el campo de irradiación proporcione la dosis correcta y que los haces producidos se centren únicamente en la región de interés, es necesario realizar una serie de pruebas de control de calidad, realizándose parte de estas pruebas utilizando equipos dosimétricos específicos: a conjunto dosimétrico, además de un simulador (fantasma) lleno de agua que simula la interacción del haz con el cuerpo humano. Dependiendo de la cantidad de energía que pueda producir el acelerador lineal, y considerando que periódicamente se debe realizar un control de calidad sobre cada una de las energías disponibles en el equipo, todo el proceso termina volviéndose demasiado lento y lento, al utilizar un simulador. Activación manual en comparación con equipos automatizados. El objetivo de este trabajo fue diseñar y construir equipos automatizados de bajo costo, basados en una plataforma de código abierto (Arduino), con acceso a piezas asequibles comparables a los dispositivos dedicados al control de calidad en radioterapia disponibles en el mercado. Y también se espera, en futuros trabajos, desarrollar un software que, junto con los equipos, sea capaz de realizar el proceso de escaneo del haz de radiación. Se trata, por tanto, de una investigación de carácter aplicado.

Palabras clave: Control de calidad; Radioterapia; Dosimetría; Automatización.

1. Introdução

Segundo a publicação ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer do Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2020), existem mais de 100 tipos de doenças que são caracterizadas pelo crescimento desordenado de células, que, por sua vez, podem ter a capacidade de invadir tecidos vizinhos. Essa característica comum a estas doenças é que as unem em uma única denominação utilizada para todas elas, que são então designadas por câncer.

É importante ressaltar que em sua fase inicial vários tipos de câncer podem ser controlados e/ou até mesmo curados segundo publicação do Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2008). Sendo métodos de tratamento e controle do câncer: a cirurgia, a quimioterapia, a radioterapia, hormonioterapia, imunoterapia e transplante de medula.

De acordo com a publicação RT2030 Plano de desenvolvimento da radioterapia para a próxima década da Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT, 2021), estima-se que em 70% dos casos de câncer exista a indicação do tratamento através de radioterapia podendo, ou não, estar associada a outras técnicas.

Halperin et al. (2013), conceituam a radioterapia como sendo uma modalidade de tratamento que faz uso das radiações ionizantes podendo ser realizada em duas modalidades: a braquiterapia e a teleterapia, sendo a última, a técnica mais difundida.

Tanto as unidades de cobalto-60 quanto aceleradores lineares podem ser utilizados na modalidade de teleterapia. Segundo Karzmark et al. (1993), o acelerador linear (linac) apresenta características que o torna o equipamento de escolha entre os radio-oncologistas sendo que no mundo industrializado mais de 75% das máquinas são aceleradores lineares.

Ainda, segundo a mesma publicação, nos cursos médios de tratamento são prescritas doses de 300cGy por aplicação em tratamentos paliativos, e 200cGy para tratamentos curativos, sendo possível obter 56% de cura para aqueles pacientes que apresentam doença loco regional. Essa dose deve ser administrada de forma tal que é aceita uma tolerância de 5% em relação a sua prescrição como citado por Kutcher et al (1994).

Dessa forma, de acordo com Mayles e Thwaites (2007), é essencial que seja realizada uma abordagem sistemática sobre todo o processo envolvendo a radioterapia para garantia da qualidade (QA) do tratamento, e este sistema de garantia de qualidade exige procedimentos ou teste de controle de qualidade (QC) que permitam avaliar a conformidade dos equipamentos e processos com relação as especificações ou padrões estabelecidos.

Testes de controle de qualidade são descritos em várias publicações incluindo as publicações de Bayle et al. (1984) AAPM report No. 13 Physical aspects of quality assurance in radiation therapy, Kutcher et al. (1994) Comprehensive QA for

radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40, Klein et al. (2009) Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators a. Medical physics. Todas essas publicações da American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

Também versam sobre o assunto, a publicação da International Electrotechnical Commission (2007), IEC 60976. Medical electrical equipment – medical electron accelerators – functional performance characteristics, o relatório publicado pelo Institute of Physics & Engineering In Medicine (2018), Report 81 - Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy. No Brasil, pode-se citar o livro Controle de Qualidade em Radioterapia organizada por Furnari L. (2012) e o TEC-DOC 1151 publicado pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA, 2000).

Dentre os testes realizados com estes equipamentos estão: o procedimento de dosimetria absoluta (ou fator de calibração), avaliação da qualidade do feixe e, avaliação do percentual de dose profunda, os testes de avaliação de simetria e planura. A realização destes testes se dá por meio de equipamentos específicos de dosimetria: um conjunto dosimétrico (câmara de ionização e eletrômetro), além de um simulador (fantoma) que quando cheio de água simula a interação do feixe com o corpo humano.

Para Khan e Gibbons (2014), a escolha da água como simulador se deve ao fato dela apresentar propriedades que simulam a absorção da radiação e espalhamento similares a dos músculos e outros tecidos moles.

Durante os procedimentos, a câmara de ionização é posicionada dentro da água no interior do fantoma em um determinado ponto, de forma que seja possível medir a dose naquela posição. Dependendo do teste a ser realizado pode ser necessário que a câmara de ionização seja posicionada em vários pontos distintos dentro do fantoma.

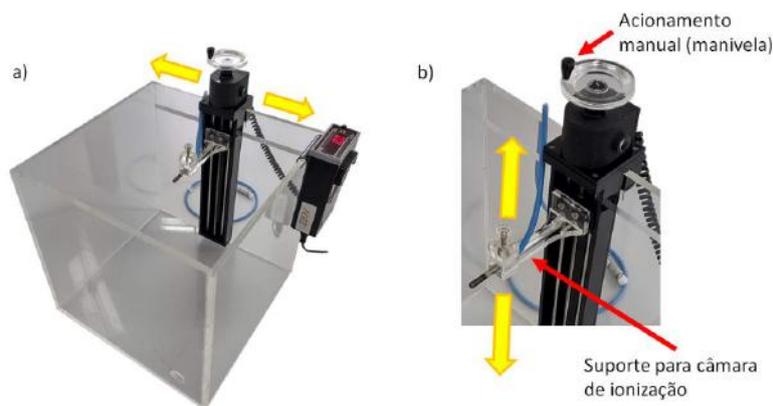
Por exemplo, para a avaliação do percentual de dose profunda que de acordo com Rosenberg (2007) o PDP é definido pela razão percentual entre duas doses: a dose na profundidade de interesse e a dose na profundidade de máxima dose, mantendo constantes: o tamanho de campo na superfície e a DFS, ou seja, em técnica SSD, é necessário que a câmara de ionização seja posicionada em diferentes profundidades.

Já para a avaliação do perfil de feixe que inclui a simetria e planura é necessário movimentar a câmara de ionização horizontalmente ao longo de um plano perpendicular ao eixo do campo de radiação, conforme a Bayle et al. (1984) a uniformidade do campo (planura e simetria) tem sido tradicionalmente definida como a variação de dose sobre 80% do tamanho nominal do campo a 10cm de profundidade.

Desta forma, a câmara de ionização fica presa a uma torre através de um suporte, sendo o sistema mecânico desta torre responsável por realizar os movimentos verticais que posicionam a câmara na profundidade correta dentro da água.

Existem conjuntos dosimétricos cujo mecanismo da torre é acionado utilizando uma manivela (Figura 1) que o operador deve girar manualmente. A cada volta da manivela o suporte se movimenta um milímetro na direção vertical, para cima ou para baixo. Dessa forma, para movimentar 10 ou 20 cm, são necessárias várias voltas na manivela para que se atinja a posição desejada.

Figura 1 - Movimentos para posicionamento da câmara de ionização.



Fonte: Autores (2023).

É possível notar ainda na Figura 1 que para movimentar lateralmente a câmara de ionização é necessário mover a torre inteira de forma manual, para posicionar a câmara de ionização em um determinado ponto na região do feixe, a uma certa distância do eixo central de radiação. Este posicionamento lateral possibilita a avaliação do perfil do feixe de radiação.

O problema consiste no fato de que, durante os procedimentos de controle de qualidade, o fantoma fica posicionado sobre a mesa do equipamento, que por sua vez está instalada dentro da sala de tratamento. Por se tratar de uma sala blindada (bunker) por conta da radiação, nenhum operador pode permanecer dentro dela durante a aplicação do feixe.

Assim, cada vez que é necessário alterar a posição da câmara de ionização dentro do fantoma, o operador precisa entrar na sala e reposicionar a câmara de ionização para a próxima medida.

Dependendo da quantidade de energias que o acelerador linear pode produzir e considerando que o controle de qualidade deve ser realizado periodicamente sobre cada uma das energias disponíveis no equipamento, o processo todo acaba por se tornar demasiadamente lento e cansativo, se comparado ao que se pode obter através de um equipamento automatizado.

Como descrito por Khan e Gibbons (2014) existem dispositivos automatizados ou os chamados sistemas de varredura controlados por computador, capazes de realizar medições referentes ao feixe de radiação de forma rápida. Estes sistemas permitem, por exemplo, que sejam adquiridos os valores medidos pelo detector (sonda) enquanto este se move dentro do fantoma.

Os equipamentos automatizados para dosimetria disponíveis no mercado brasileiro atualmente são de alto custo e de origem estrangeira, cuja importação e o preço associando ao valor do dólar, torna a sua aquisição uma tarefa árdua, ainda mais no contexto de hospitais públicos.

Sendo assim, o desenvolvimento deste trabalho teve como motivação este contexto em que o hospital disponibiliza no serviço de radioterapia apenas uma torre de acionamento manual e a necessidade de realizar os testes de controle de qualidade adequadamente em um ou mais aceleradores lineares.

Segundo Monk (2012) com um pouco de conhecimento em eletrônica e com as placas de Arduino é possível criar projetos baseados em microcontroladores de uma forma fácil e de baixo custo. Tendo em vista a disponibilidade atual de plataformas de hardware livre como as placas baseadas em microcontroladores desenvolvidas pelo projeto Arduino.

Então, o objetivo deste trabalho foi projetar e construir um equipamento automatizados de baixo custo, baseado em uma plataforma open source (Arduino), com acesso a peças de acessíveis comparáveis aos dispositivos dedicados a controle de qualidade em radioterapia disponíveis no mercado.

2. Metodologia

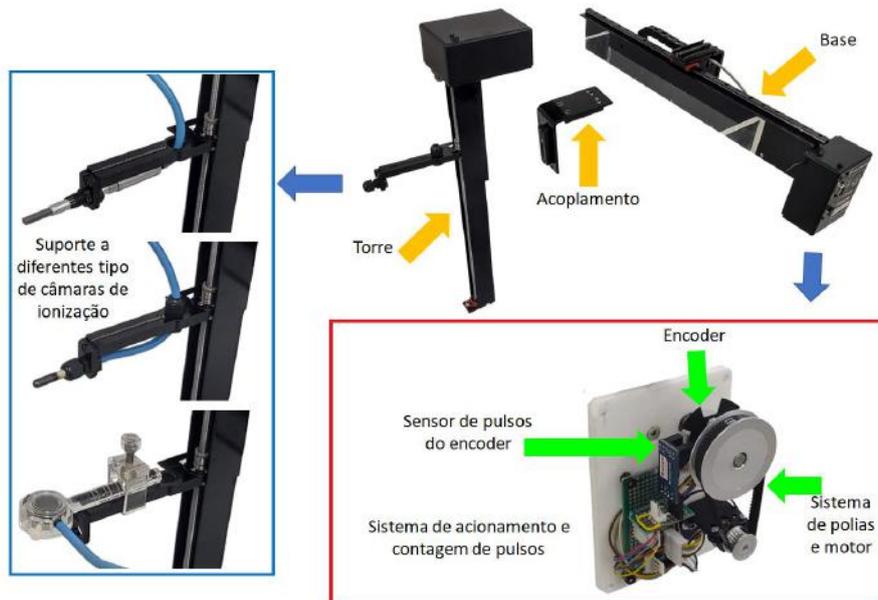
De acordo com as ideias de vários autores como, Martins (2017) e Zanella (2011), o trabalho apresentado nesta publicação trata-se de uma pesquisa de natureza aplicada. O equipamento foi desenvolvido no Programa de Pós-Graduação Em Educação Profissional Tecnológica (PPGEPT) do Colégio Técnico Industrial de Santa Maria (CTISM) integrante da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM).

Após vários testes com as placas microtroladas, o projeto foi dividido em partes: a construção da parte eletromecânica e da parte de acionamento eletrônico.

Construção do dispositivo eletromecânico

O equipamento consiste em duas partes principais, uma responsável pelo movimento na direção vertical, a torre, na qual será fica posicionada a câmara de ionização e outra parte responsável pela movimentação na direção horizontal, a base, que também tem a função de acoplar o equipamento ao fantoma e ainda dar suporte a torre (Figura 2).

Figura 2 – Sistema eletromecânico.



Fonte: Autores (2023).

Ao observar o detalhe da Figura 2 a esquerda, pode-se constatar que o suporte para câmara de ionização foi construído de forma a permitir que sejam acoplados diferentes tipos de câmaras a ela. Isso demonstra a flexibilidade do dispositivo visto que para os testes dosimétricos pode ser necessário acoplar tanto uma câmara de ionização tipo Farmer ou cilíndrica para dosimetria de fótons quanto uma câmara de placas paralelas para dosimetria de elétrons.

O detalhe inferior da Figura 2, apresenta o sistema de acionamento composto pelo motor e sistema de polias. É mostrado também, o encoder e o sensor de interrupção responsável por enviar os pulsos que contabilizam o deslocamento realizado pela rosca permitindo determinar a posição da câmara de ionização. Este sistema é basicamente o mesmo tanto na base quanto na torre, diferenciando-se somente pela placa de conexões.

Construção da torre

A estrutura da torre foi construída com um perfil de alumínio em U de 48 cm de comprimento e uma guia linear, de 44 cm de comprimento, modelo MGN9C. Dois mancais KFL08 foram posicionados sobre suportes de acrílico nas pontas do

perfil em U. Através dos mancais passa uma barra roscada modelo T8 com passo de 1mm por volta e 53cm de comprimento, contando com uma porca antifolga. Um suporte de alumínio em L de 25mm de largura faz a conexão entre a porca e o carrinho da guia linear. Um suporte em L feito em acrílico e com dois prensa cabos PG7 IP67 realizam a fixação do cabo e da câmara de ionização.

Na parte superior da torre foi parafusada uma base de acrílico que dá suporte aos componentes de controle de movimento: uma placa de circuito e conexões, sensor de contagem de pulsos para encoder, suporte para motor em L e motor tipo N20 (12V) com caixa de redução de 600 rpm conectado a um sistema de polias e correias do tipo GT2, sendo a polia motora de 20 dentes (furo de 3mm) e a polia movida de 60 dentes (furo de 8mm) ambas ligadas por uma correia de 200mm. Sendo a polia movida e um disco encoder de 5 abas acoplados a barra roscada.

Construção da base

A base foi construída com uma largura de 560 mm para maior amplitude de movimento horizontal, com duas placas de acrílico de 12mm de espessura e formando uma estrutura em L com altura e profundidade de 7,5cm. Parafusados a esta estrutura, um perfil de alumínio em L e sobre este uma guia linear, modelo MGN12H permitem a fixação do sistema ao fantoma.

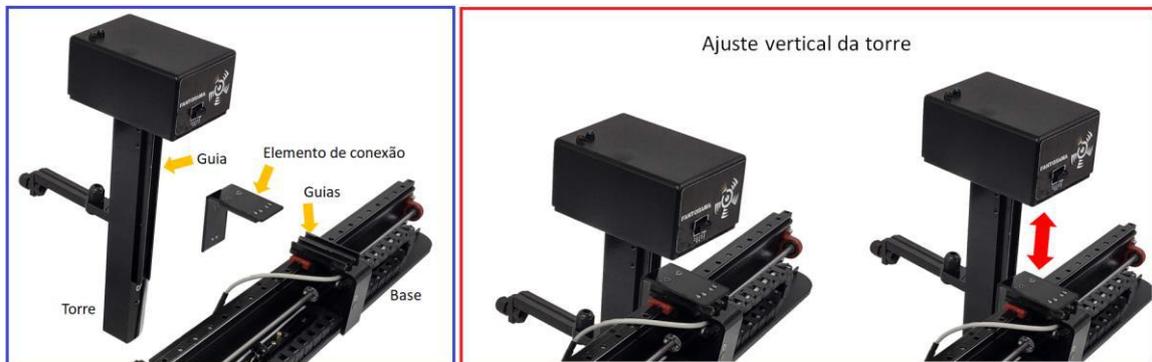
Nas extremidades da estrutura de acrílico, mancais KP08, dão suporte a uma barra roscada do mesmo modelo utilizado na construção da torre, porém com comprimento de 60cm. Uma placa de acrílico e outra peça de acrílico em L fazem a conexão entre a porca da barra roscada e o carrinho da guia linear, servindo como elemento de conexão entre a base e a torre.

Assim, como na torre, em uma das extremidades da base foi acoplada uma placa de acrílico servindo como base para os componentes de controle de movimento semelhantes aos da torre.

Conexão entre a torre e a base

O sistema de conexão, apresentado na Figura 3, entre a torre e a base foi modelado utilizando um sistema deslizante e de travamento. Foram utilizados guias e freios compatíveis com janelas de alumínio maxim-ar L25 (linha 25). Dessa forma o conjunto pode ser utilizado em um fantoma com profundidade mínima de 35 cm. Mas assim como a base, para ter toda sua amplitude seja utilizada, idealmente o fantoma deve ter uma profundidade mínima de 50 cm.

Figura 3 – Ajuste vertical da torre.



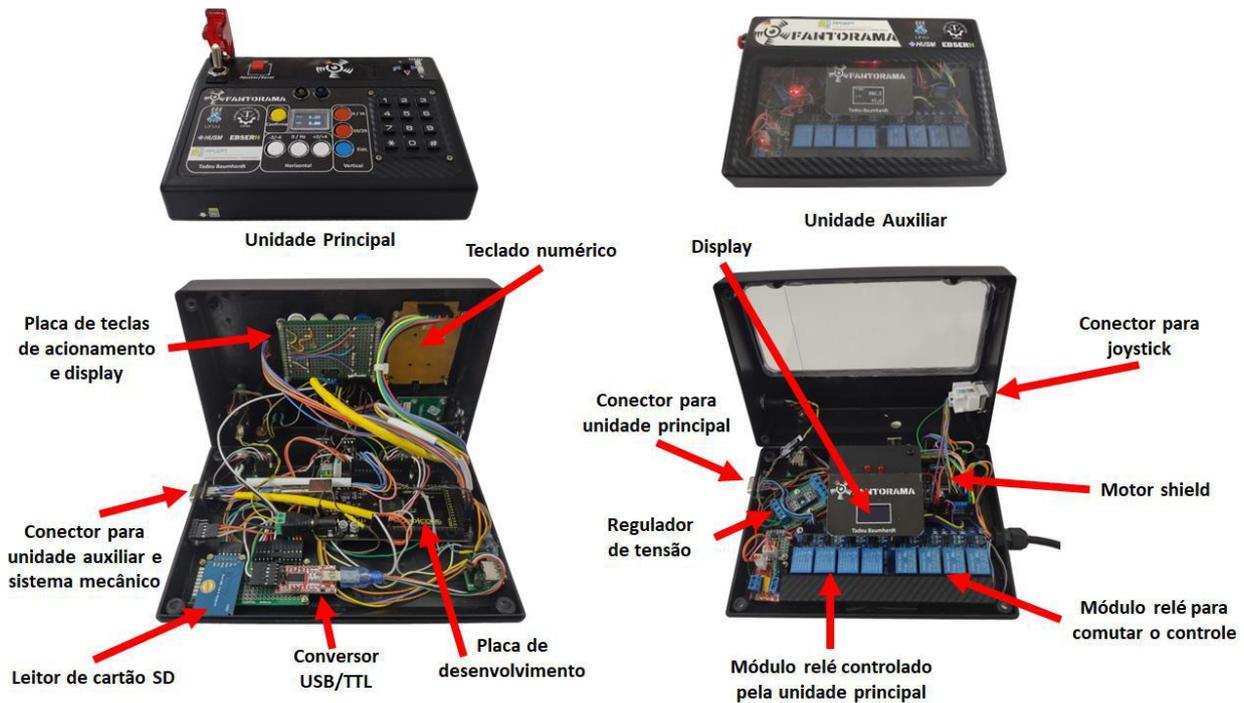
Fonte: Autores (2023).

Dessa forma, pode-se observar no quadro a direita da Figura 3 que o sistema adaptado a este projeto, permite que a torre deslize verticalmente até a altura adequada ao fantoma utilizado e seja fixado nesta altura, tornando-o compatível com fantasmas de diferentes profundidades.

Construção do sistema eletrônico

O sistema eletrônico (Figura 4) é baseado em placas de desenvolvimentos baseadas no projeto Arduino, cuja programação se realiza em um software próprio disponível na página oficial www.arduino.cc utilizando a linguagem C que segundo Cocian (2004) é indicada justamente para sistemas que envolvem software e hardware permitindo controle total da máquina digital.

Figura 4 - Sistema eletrônico.

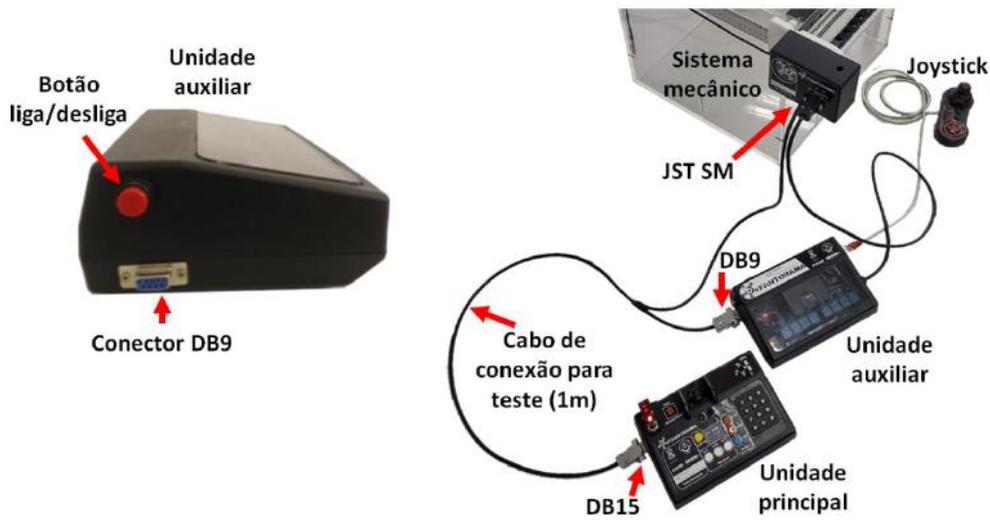


Fonte: Autores (2023).

Na Figura 4, além dos dispositivos necessários para interface com o usuário e, de controle de movimento, pode-se observar que foi incluído no projeto um leitor de cartão SD, permitindo que o sistema faça a leitura de um arquivo de texto (.txt) no qual ficam armazenadas as profundidades de referência para cada feixe de elétrons habilitadas para uso no acelerado linear. Este sistema permite armazenar até 9 profundidades diferentes para 9 aceleradores lineares, caso o serviço de radioterapia tenha disponível mais de um equipamento de teleterapia.

Para fazer o posicionamento (alinhamento) inicial da câmara de ionização dentro do simulador, utiliza-se um joystick (Figura 5) como método de controle para o movimento dos motores. O sistema de comando foi dividido em duas unidades. Uma auxiliar, que fica dentro da sala de tratamento e a principal, remota, na sala de comando. E assim, o joystick fica conectado à unidade auxiliar para poder realizar o alinhamento da câmara de ionização no início dos procedimentos.

Figura 5 – Conexões da unidade auxiliar.



Fonte: Autores (2023).

Na Figura 5, a conexão entre as unidades auxiliar e principal é apresentada com um cabo de um metro de comprimento, utilizado em situações de testes, porém para o uso prático, é utilizado um cabo de aproximadamente 12 metros de comprimento. Este comprimento de cabo se faz necessário porque durante a utilização do sistema a unidade principal deve estar posicionada fora da sala de tratamento, junto ao comando do acelerador linear, enquanto o conjunto mecânico (fantoma) e a unidade auxiliar ficam posicionadas dentro da sala sobre a mesa de tratamento. E, também não é possível a comunicação sem fio entre as duas unidades devido ao *bunker* ser construído com largas paredes de concreto que tem a função de blindar a área externa com relação a radiação ionizante emitida pelo equipamento de teleterapia e, por consequência blindam ondas de comunicação também.

Para a unidade auxiliar, foi definida a utilização de uma placa de Arduino modelo UNO. Esta placa controla um conjunto de relés que tem por função comutar o controle dos motores, entre: o joystick e a unidade principal na sala de comando.

Unidade auxiliar

Os eixos do joystick (X e Y) estão conectados à microcontroladora pelas portas analógicas (A0 e A1) para que a sua alavanca controle o sentido de movimento e a velocidade dos motores. O joystick ainda conta com um botão de pressão (push button) que é acionado ao pressionar a alavanca, este está conectado à porta A2. O acionamento deste botão permite alternar o controle dos motores entre a unidade auxiliar e a unidade principal.

Ao acionar a alavanca do joystick, o controle de movimento dos motores pela unidade auxiliar se dá por meio de uma placa de controle de motor da (motor shield) baseada no chip L298P. Para realizar o controle de movimento e velocidade dos motores, a microcontroladora fará uso das portas 10, 11, 12 e 13 para comandar esta placa de expansão.

A placa de expansão quando conectada sobre a placa microcontroladora permite o acesso a todas as portas disponíveis pela microcontroladora pois possui a mesma configuração física para estas conexões e até pinos de alimentação a mais, facilitando o uso de outros dispositivos.

A placa de expansão permite o controle de dois motores DC com alimentação de até 35V e uma corrente elétrica de até 2 mA por canal. Para este projeto foram utilizados dois motores DC com alimentação de 12V.

Para realizar a comutação do comando dos motores, entre a unidade auxiliar e a principal, a placa de expansão não se liga diretamente aos motores, mas sim a um módulo relé que funciona como uma chave (na realidade 4 chaves) que quando

acionada permite a unidade auxiliar comandar os motores e quando desligada mantém o controle dos motores pela unidade principal. Este conjunto de relés são acionados pelo sinal da porta digital 7 (D7) da microcontroladora.

A unidade auxiliar ainda conta com um display conectado às portas A4 e A5 que, no modelo UNO, permitem a comunicação através do protocolo I2C usado pelo display. Quando a unidade auxiliar está controlando os motores aparece no display uma mensagem avisando que o joystick está ligado.

Ela possui um cabo para se conectar ao conjunto mecânico do simulador (pelo terminal tipo DB9 do simulador). Através deste cabo, a unidade auxiliar alimenta eletricamente os sensores de encoder e controla os motores que se encontram no conjunto mecânico do simulador.

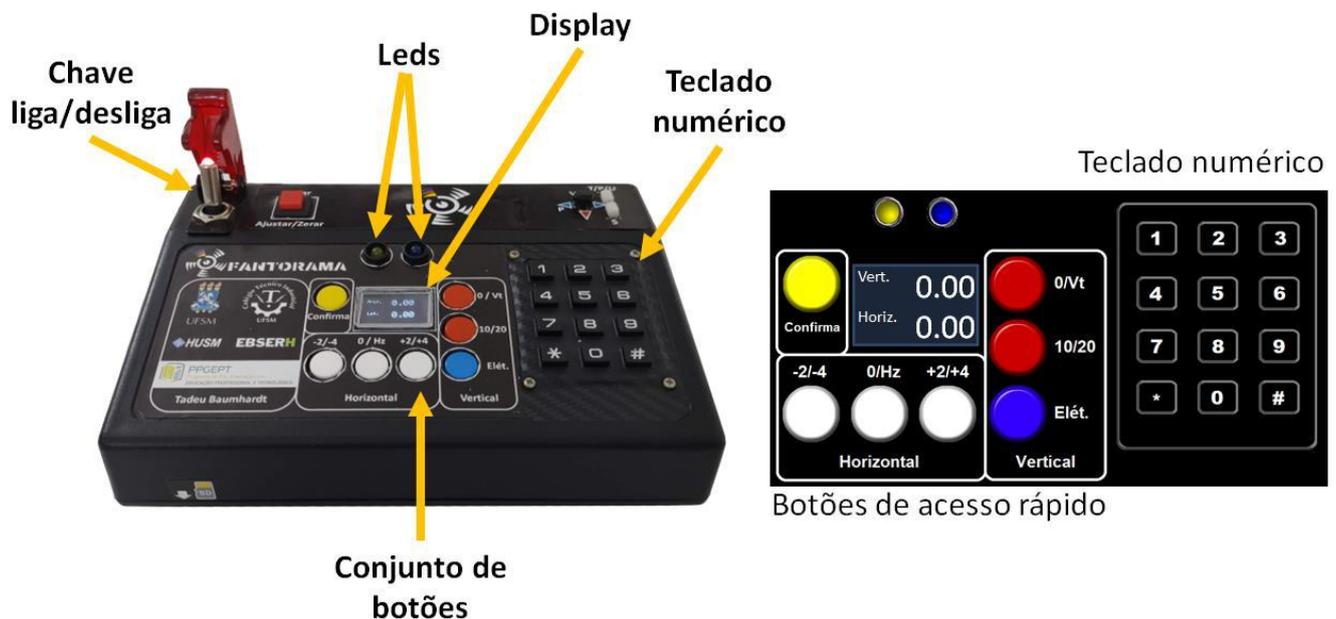
Conta também com um terminal do tipo DB9 no qual se liga o cabo responsável pela comunicação com a unidade principal. Já o joystick se liga a unidade auxiliar por um conector RJ45.

Unidade principal

Para controlar o funcionamento da unidade principal é utilizada uma placa de compatível com Arduino modelo Blackboard Mega 2560 R3 fabricada pela Robocore, uma empresa nacional.

A unidade principal (Figura 6) possui um conjunto de botões, um teclado numérico e um display, responsáveis por realizar a interface com o usuário, com os quais é possível verificar a posição atual do sistema e ainda entrar com as novas coordenadas de destino e iniciar o movimento. Possui ainda um módulo de conversão USB/TTL para comunicação com o computador para futuramente ser desenvolvido um software capaz de realizar a varredura do feixe de radiação.

Figura 6 – Unidade principal.



Fonte: Autores (2023).

Esta unidade conta com um conector do tipo DB15. Saindo deste terminal um cabo se conecta a unidade auxiliar (que possui um conector do tipo DB9) e, também ao conjunto mecânico (que possui um conector de 3 vias do tipo JST SM KS40).

Para a unidade auxiliar são enviados os sinais que controlam um conjunto de relés que determinam o sentido do movimento e, também sinais que determinam a velocidade.

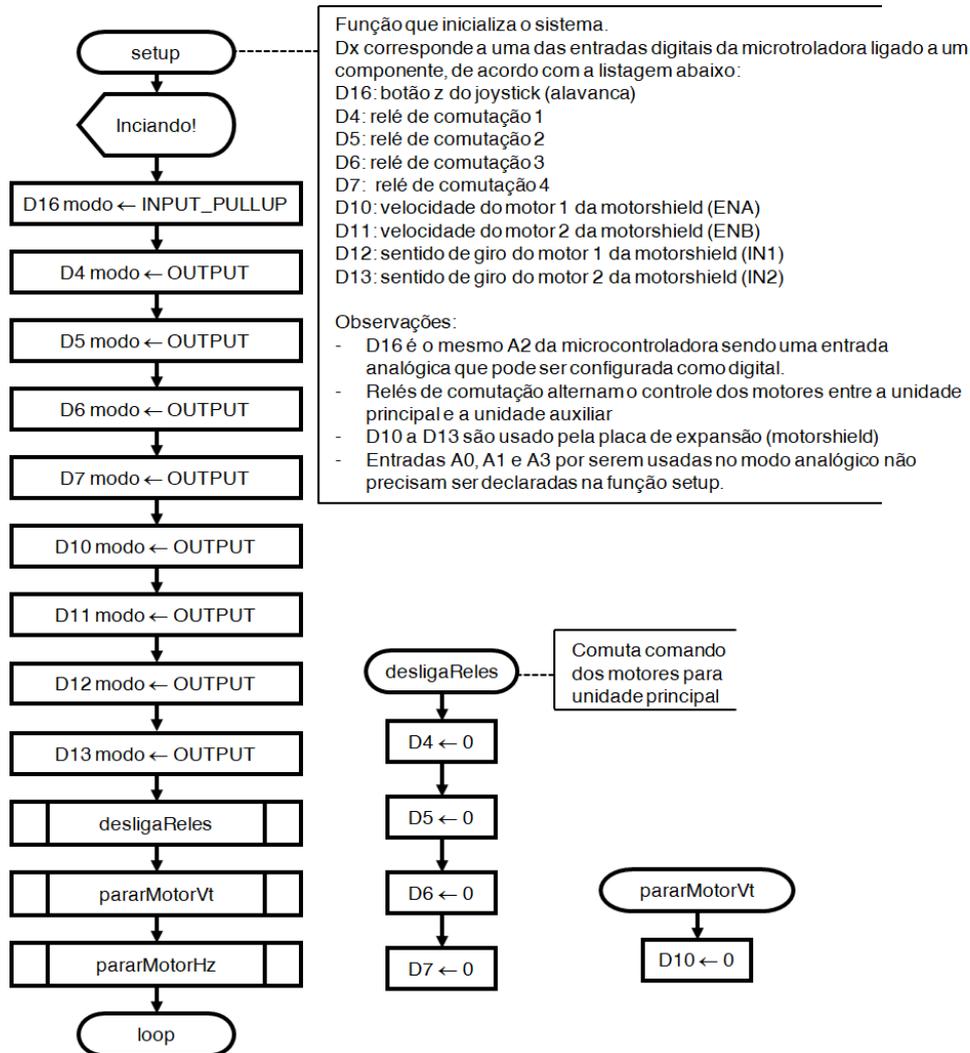
Do conector de 3 vias do conjunto mecânico, saem os sinais gerados pelos sensores de encoder e que chegam a

unidade principal que pode então determinar o valor de deslocamento realizado.

Algoritmo de base para programação das unidades

A programação das placas microcontroladoras, da unidade principal e auxiliar, foi realizada utilizando o programa Arduino IDE. A seguir, os algoritmos básicos de programação são representados através das Figuras 7 a 13 que apresentam diagramas de bloco (ou fluxogramas). Como as funções que realizam o controle dos dois motores, vertical (vt) e horizontal (hz), são idênticas exceto pelos argumentos inseridos nas funções, estão presentes nos diagramas apenas aqueles referentes a um dos motores. A Figura 7 apresenta o fluxograma da unidade auxiliar (função setup).

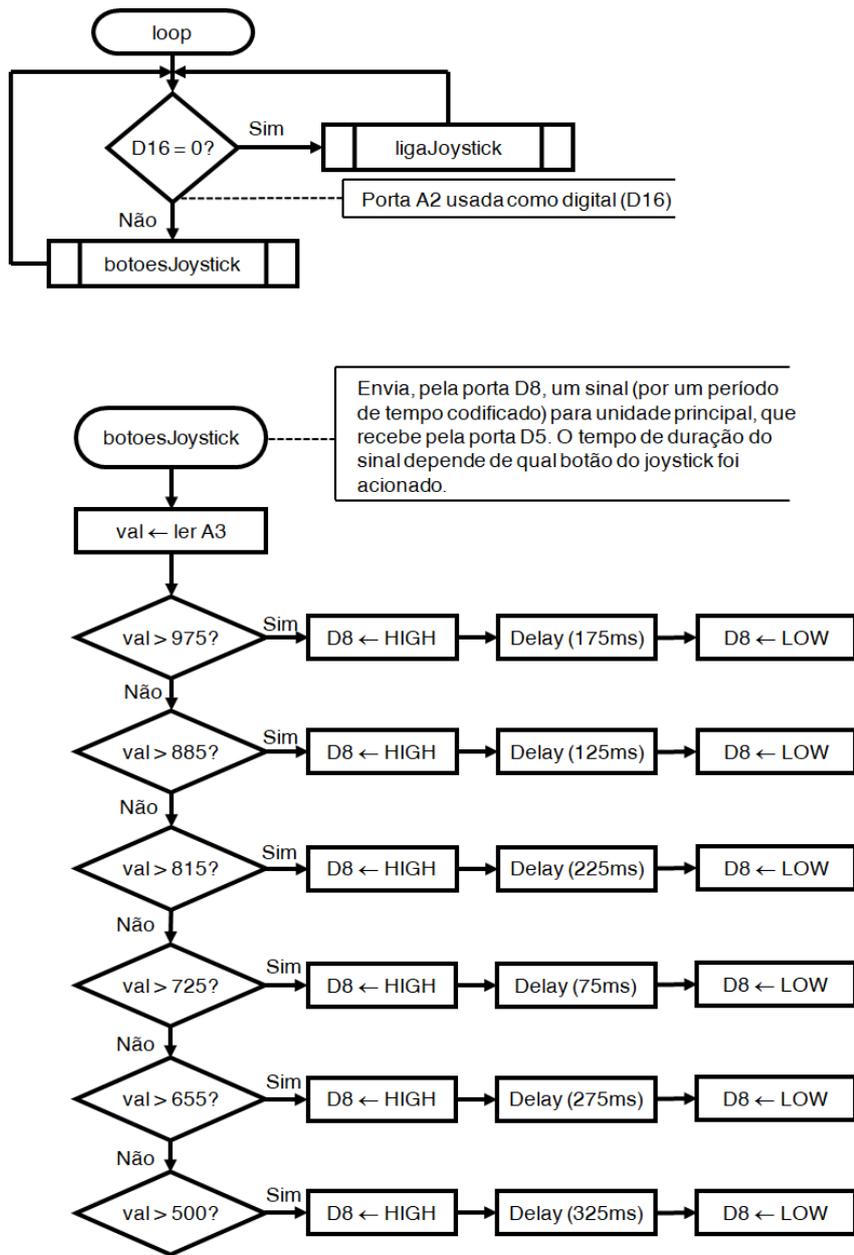
Figura 7 - Diagrama da unidade auxiliar (função setup).



Fonte: Autores (2023).

Na Figura 7, pode-se observar que a função de setup tem por objetivo determinar o modo de operação das portas digitais da placa microcontroladora e o estado inicial do sistema, colocando os relés de comutação em estado desligado permitindo o controle a partir da unidade principal e mantendo inicialmente os motores parados.

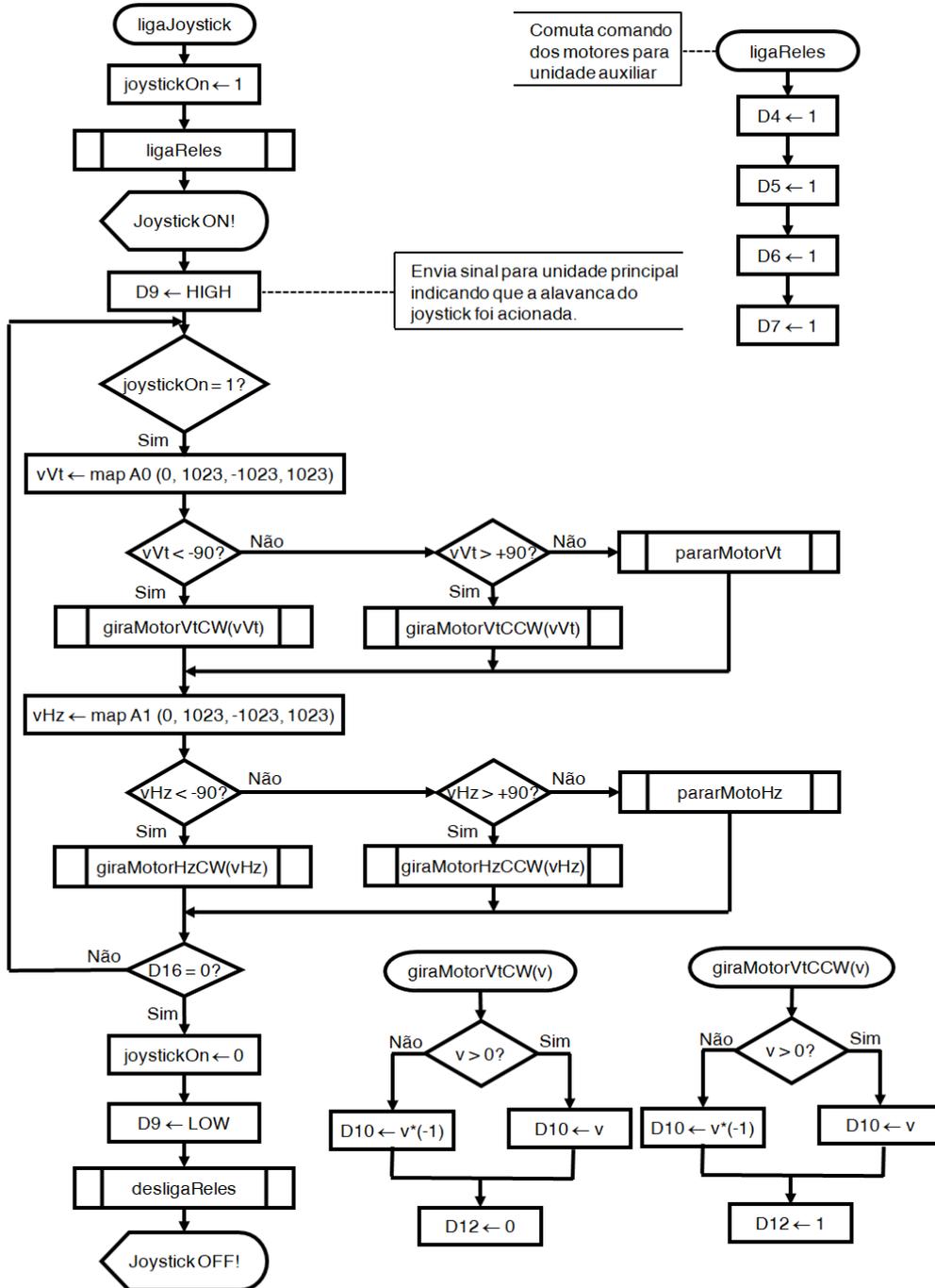
Figura 8 - Diagrama da unidade auxiliar (função loop).



Fonte: Autores (2023).

A função loop apresentada na Figura 8 tem a função de habilitar o controle dos motores pelo joystick que utilizará a motor shield desta unidade auxiliar para movimentar os motores, ou comutar este comando habilitando o controle pela unidade principal. No caso de a unidade principal estar responsável pelos movimentos, a função botoesJoystick permite que alguns comandos básicos sejam enviados pelos botões do joystick para a unidade principal. Estes comandos permitem o movimento apenas para posições pré-definidas, correspondendo as mais comumente utilizadas no controle de qualidade. Assim, por exemplo é possível enviar a câmara de ionização para a profundidade de 10cm ou 20cm de dentro da sala de tratamento.

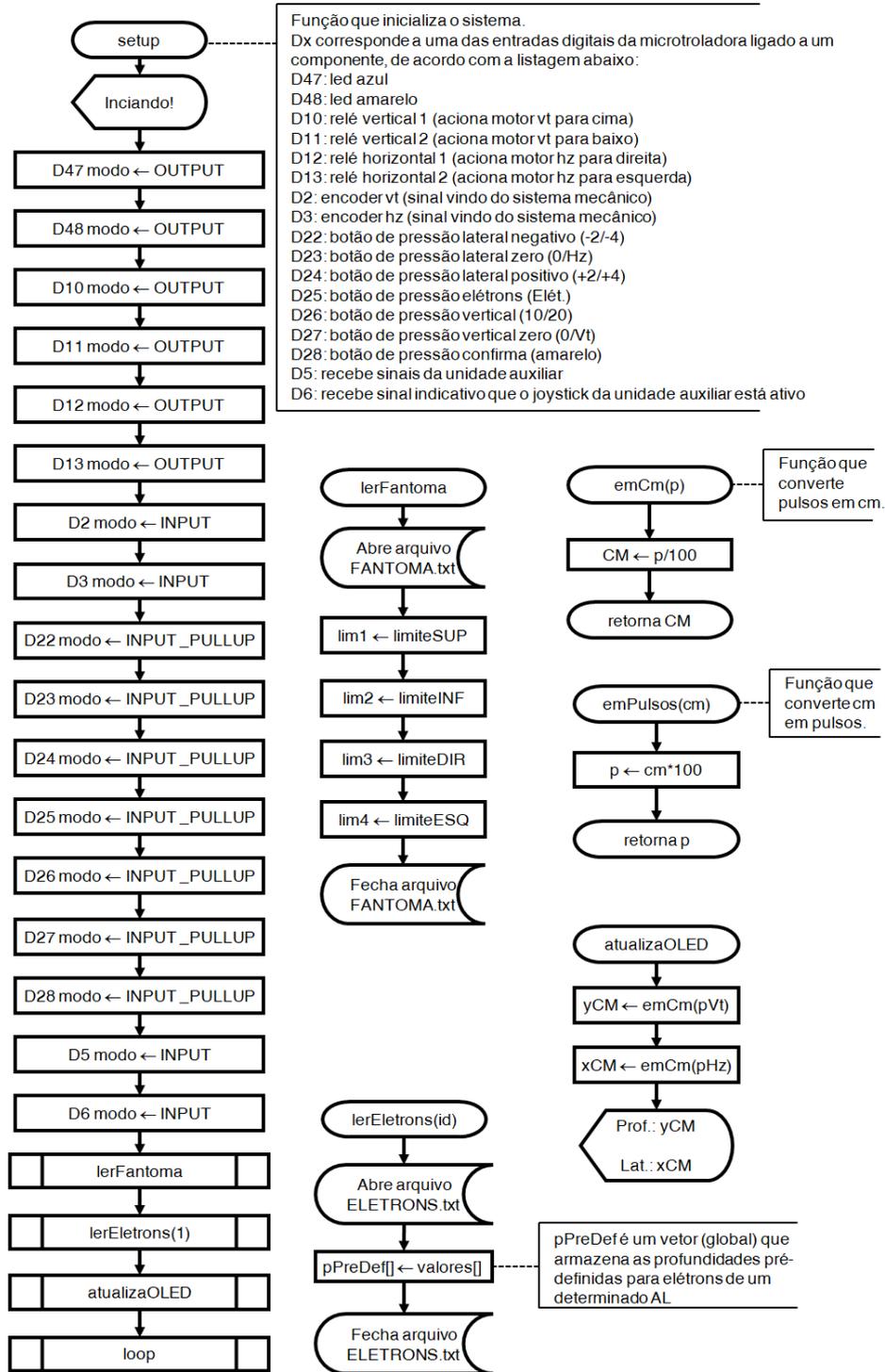
Figura 9 - Diagrama da unidade auxiliar (função loop complemento).



Fonte: Autores (2023).

O remapeamento (map()) das entradas analógicas A0 e A1 mostrado na Figura 9, as quais está ligada a alavanca do joystick, permite controlar tanto o sentido quanto a velocidade de deslocamento do mecanismo, pois este sinal é enviado para a motor shield pelas funções girarMotorVtCW e girarMotorVtCCW.

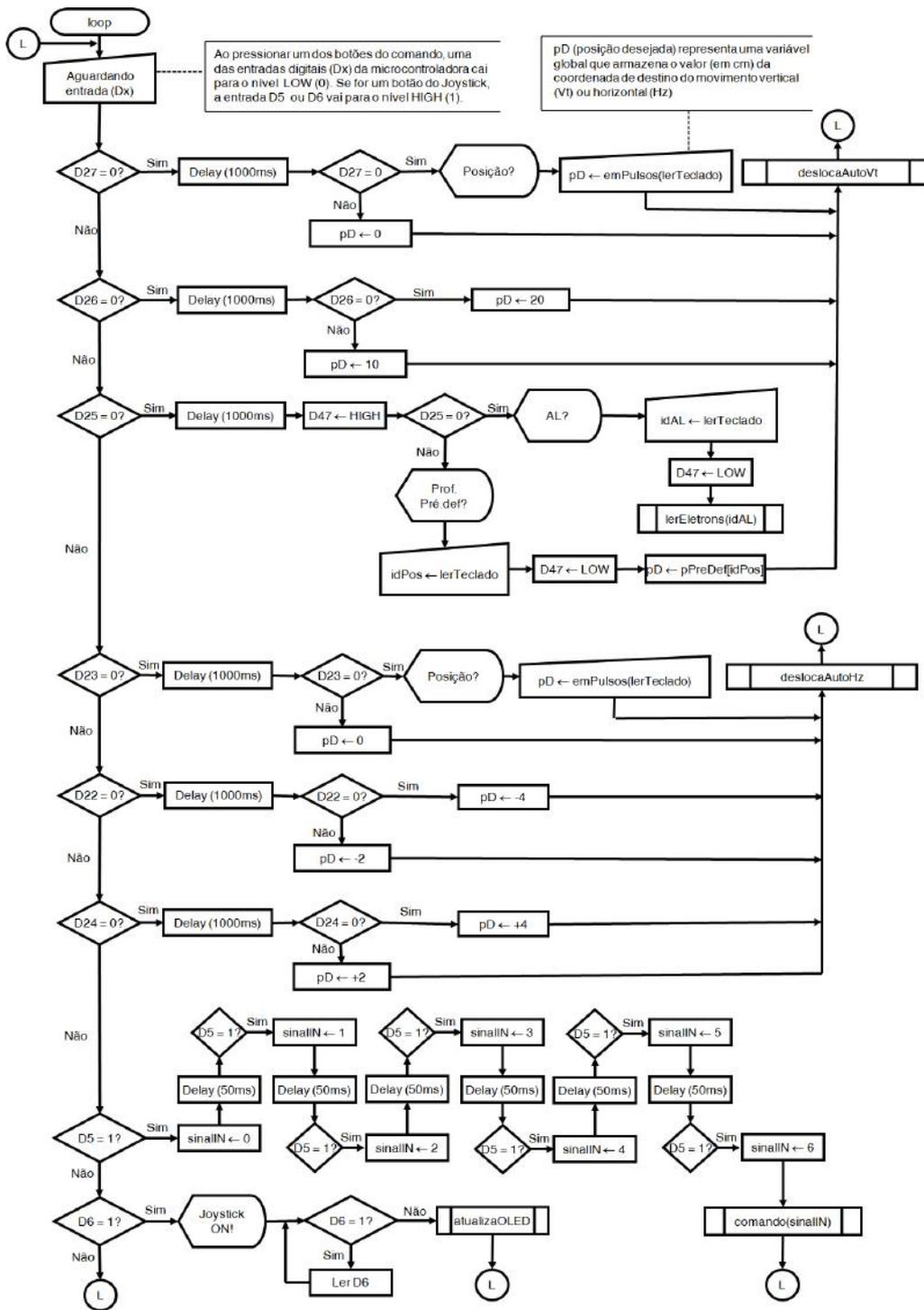
Figura 10 - Diagrama da unidade principal (função setup).



Fonte: Autores (2023).

Assim como a função setup da unidade auxiliar, esta função da unidade principal tem por finalidade definir o estado inicial do sistema. Na Figura 10, as funções lerFantoma e lerEletrons acessam os arquivos de textos gravados no cartão de memória através do leitor de cartão SD. É possível gravar nestes arquivos informações de configuração que agilizam os movimentos do sistema para posições pré-definidas para profundidades de elétrons e, também os limites de movimento devido ao tamanho do fantoma utilizado.

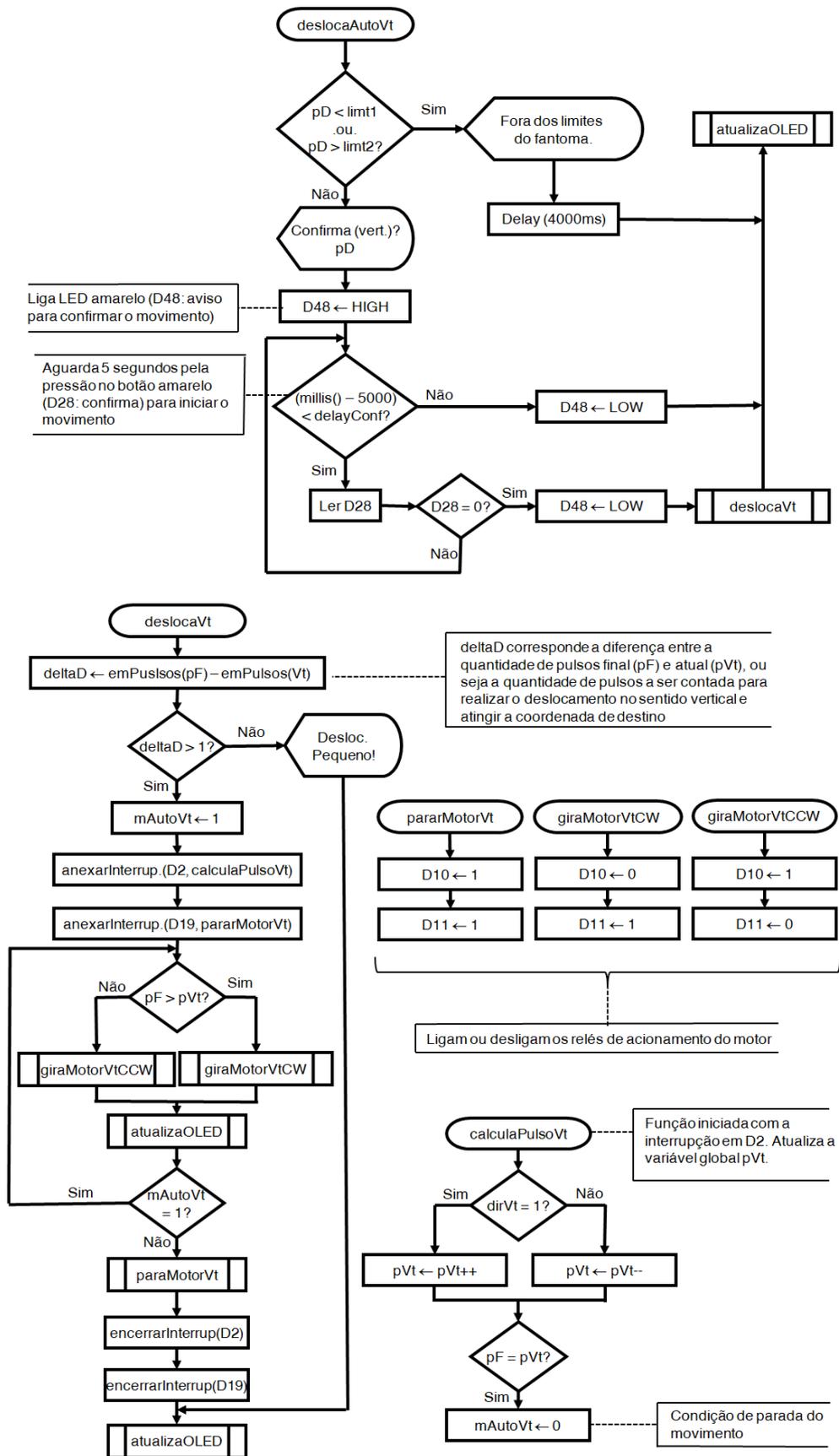
Figura 11 - Diagrama da unidade principal (função loop).



Fonte: Autores (2023).

A Figura 11 apresenta as principais entradas possíveis permitidas através da interface com o usuário. Por exemplo, a entrada digital D27 está conectada ao botão (0/Vt) da interface com o usuário. Se o usuário apertar este botão rapidamente, por menos de um segundo, o sistema será configurado para realizar o deslocamento vertical para a profundidade zero. Caso o usuário aperte este botão por mais de um segundo, habilitará o teclado numérico para que o usuário digite qualquer outra profundidade desejada para a qual deverá ser realizado o deslocamento, dentro dos limites permitido.

Figura 12 - Diagrama da unidade principal (função loop complemento).

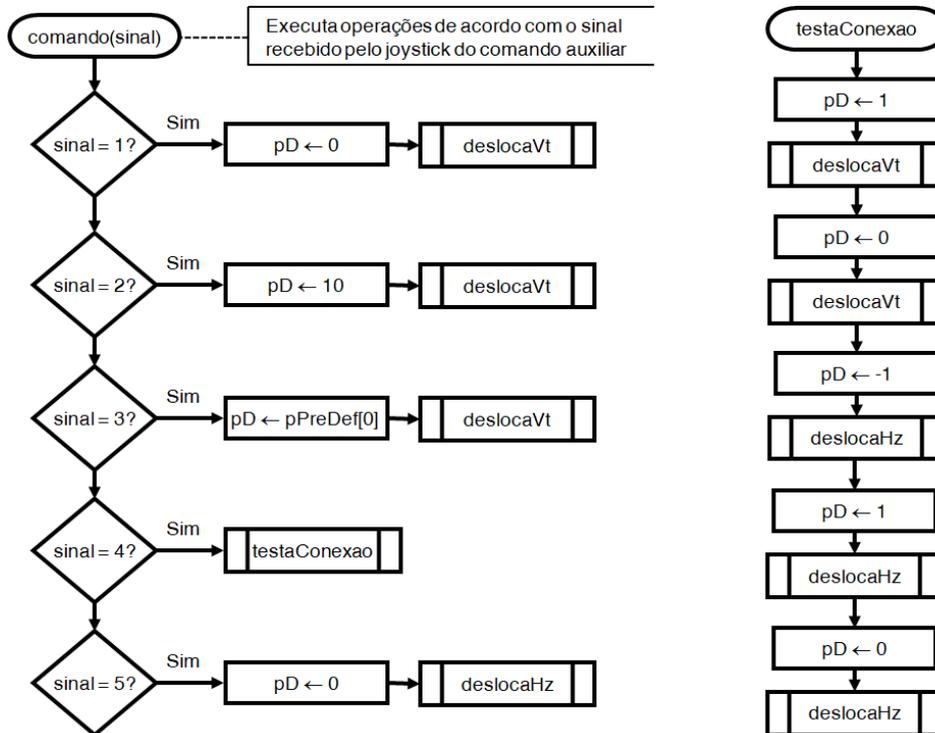


Fonte: Autores (2023).

A função calculaPulsoVt apresentada na Figura 12 está associada a leitura do estado da entrada digital D2 da placa

microcontroladora. Esta porta digital foi escolhida por permitir a utilização de funções de interrupção. Esta característica permite que os sinais gerados pelo encoder do sistema eletromecânico sejam contabilizados para determinar a posição ou deslocamento do sistema.

Figura 13 - Diagrama da unidade principal (função loop complemento).



Fonte Autores (2023).

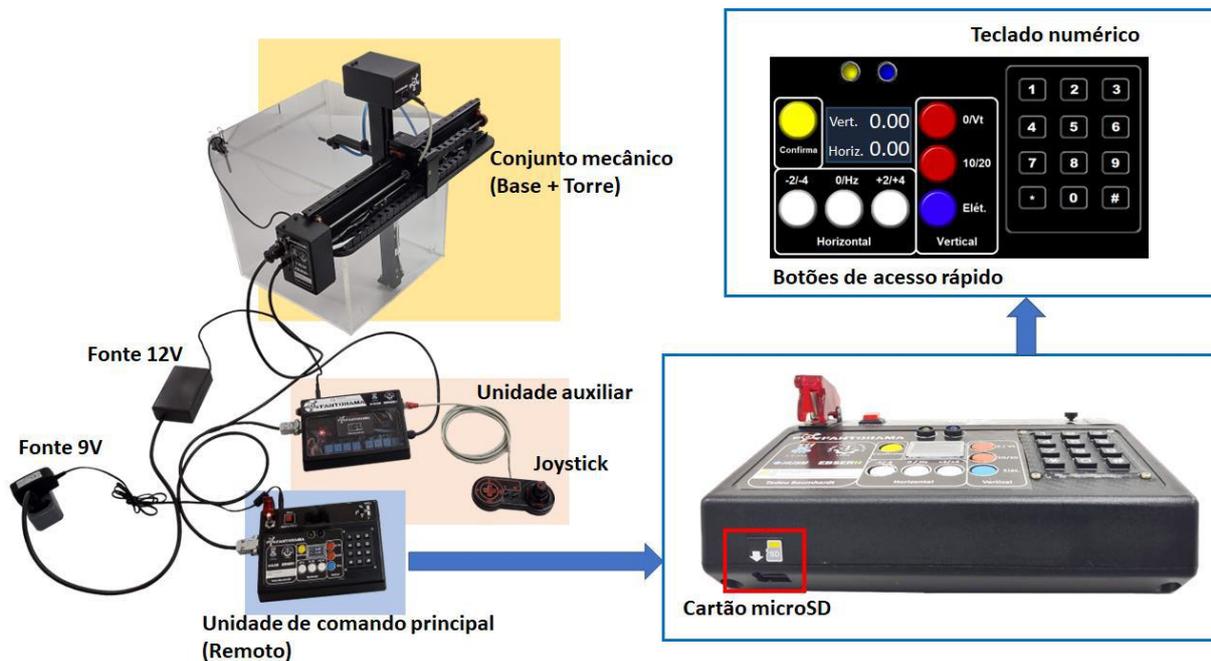
A função comando(Sinal) apresentada na Figura 13, é executada quando um sinal gerado pelos botões do joystick da unidade auxiliar é captado pela porta D5 (Figura 11). Assim é possível realizar alguns movimentos comandados pela unidade principal através de acionamentos de botões do joystick, mesmo que usuário esteja dentro da sala de tratamento e não no comando do acelerador linear.

3. Resultados

Através da abordagem adotada neste trabalho foi possível, utilizando uma placa de desenvolvimento de hardware livre (Arduino), construir um equipamento aplicado ao controle de qualidade em equipamentos de teleterapia, que consegue posicionar de forma automatizada, bidirecional, uma câmara de ionização dentro de um simulador (fantoma) de água.

Durante o desenvolvimento, o equipamento foi dividido em três partes (Figura 14): a unidade principal (remota), a unidade auxiliar e o conjunto mecânico. Sendo o dispositivo mecânico responsável pela movimentação da câmara de ionização dentro do fantoma, cujos comandos são realizados a partir da unidade principal e executados em conjunto com a unidade auxiliar.

Figura 14 - Principais partes do equipamento.



Fonte: Autores (2023).

A unidade principal posicionada fora da sala de tratamento pode acionar o dispositivo mecânico remotamente, conectada a ele e a unidade auxiliar por um cabo de aproximadamente 12 metros. A interface com o usuário é realizada por um conjunto de botões, teclado numérico, display e leds de aviso.

O dispositivo conta com teclas de atalho que permitem a seleção rápida para as posições mais utilizadas durante os procedimentos de controle de qualidade para os feixes de fótons além de um sistema de memória configurável que permite o armazenamento 9 posições verticais para as profundidades de referência para os feixes de elétrons, podendo ser configurável para até 9 aceleradores lineares.

Um sistema de segurança composto por sensores eletromecânicos de final de curso e, também por software com limites configuráveis em arquivo no sistema de memória evitam que haja colisões das partes mecânicas e danos ao equipamento.

4. Discussão

O equipamento desenvolvido neste trabalho, quando comparado aos sistemas de acionamento manual, apresenta vantagens óbvias de uso prático que reduzem o tempo nos procedimentos de controle de qualidade e os tornam menos cansativos. Ao compará-lo às torres automatizadas mais simples comercializadas no mercado nacional, apresenta a vantagem de ser bidirecional em relação a essas torres que são automatizadas apenas no sentido vertical.

Com relação aos sistemas automatizados mais sofisticados, produzidos fora do país, é possível concluir que é viável a construção de um equipamento automatizado para controle de qualidade em teleterapia utilizando placas de desenvolvimento de hardware livre, com as funcionalidades necessárias, comparadas aos equipamentos de marca reconhecidas internacionalmente disponíveis no mercado como os fantasmas: Blue Phantom comercializado pela IBA Group (2020), o BeamScan pela PTW (2019), o 3D scanner pela Sun Nuclear (2023) ou o Doseview 3D pela Standard Imaging (2020).

Não é intenção deste trabalho se comparar comercialmente com estas marcas reconhecidas, mas demonstrar ser possível a construção de um equipamento similar de baixo custo e utilizado uma plataforma de hardware livre, considerando que o custo de materiais necessários a este desenvolvimento na época de sua construção esteve na ordem de três mil reais (R\$

3.000,00).

Ainda, deve-se considerar que estes equipamentos disponíveis são comercializados em um pacote fechado incluindo o fantoma entre outras peças enquanto este protótipo desenvolvido na pesquisa apresenta uma adaptabilidade grande pois, que o equipamento seja acoplado a fantasmas com paredes de acrílico de diferentes espessuras desde 7 a 12mm e, a fantasmas de diferentes dimensões, e ainda suportam a fixação de diferentes tipos de câmaras de ionização.

Outra diferença, é que além de realizarem o posicionamento da câmara de forma automatizada, estes fantasmas importados, são atrelados a um software que é capaz de realizar a varredura do feixe de radiação. Esta capacidade é fundamental para o processo de comissionamento do equipamento, e é recomendado para os procedimentos de controle de qualidade de periodicidade anual.

Considerando isso, é possível desenvolver, futuramente, um software que associado ao sistema desenvolvido neste trabalho realize também esta tarefa, graças ao fato de o sistema desenvolvido ser automatizado nas duas direções, assim, será possível realizar a varredura ao longo do eixo do feixe e do perfil do feixe de radiação. Testes preliminares deste sistema conectado a um computador rodando o programa de comunicação RS232 distribuído por Compu Phase (2019) denominado Termite: a simple RS232 terminal, e um conjunto dosimétrico permitiu a obtenção de dados realizando o procedimento de varredura do feixe de radiação.

5. Conclusão

Os feixes de radiação, tanto de fótons quanto de elétrons, gerados por aceleradores lineares utilizados nos tratamentos em radioterapia, na modalidade de teleterapia, devem passar por uma série de testes de controle de qualidade.

Estes testes visam garantir que estes feixes depositem a dose correta com uma determinada precisão da região alvo do tratamento. Eles são realizados periodicamente sobre cada uma das energias disponíveis e, demandam muito tempo quando realizados com equipamentos de acionamento manual. Já os equipamentos automatizados disponíveis comercialmente, por sua vez, são muito caros e não são fabricados no Brasil.

Frente a este contexto, este trabalho de pesquisa, desenvolvido junto ao Programa de Pós-Graduação em Educação Profissional e Tecnológico, Mestrado Acadêmico, teve como motivação produzir um equipamento automatizado de baixo custo utilizando plataformas de hardware livre como o Arduino, para ser uma alternativa de baixo custo, na obtenção de um produto que torne mais ágil os procedimentos de controle de qualidade dos equipamentos de teleterapia, principalmente para os hospitais públicos.

Tendo como problema de pesquisa: Construir um sistema automatizado, baseado em hardware livre, para posicionamento do sistema de dosimetria dos feixes utilizados em teleterapia, este trabalho atingiu seu objetivo e tem a sua relevância científica comprovada ao desenvolver e testar um protótipo que se mostrou capaz de realizar o controle de qualidade, e apresentar a movimentação de forma automatizada e bidirecional.

Como trabalhos futuros este estudo vislumbra o desenvolvimento de um software que seja possível realizar a tarefa de varredura do feixe de radiação, e a geração de relatórios e curvas de PDP e perfil do feixe de radiação, permitindo uma maior qualidade nos dados obtidos durante os procedimentos, garantindo uma melhor avaliação de desempenho do equipamento de teleterapia, gerando um tratamento de melhor qualidade para o paciente.

Referências

Baily, N. A., Loevinger, R., Morton, R. J., Moyer, R. F., Purdy, J. A., Shalek, R. J., & Wright, K. A. (1984). AAPM report No. 13 Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. *New York: AAPM report. American Institute of Physics.*

Cocian, L. F. E. (2004). *Manual da linguagem C*. Editora da Ulbra.

- Compu Phase (2019). *Termite: a simple RS232 terminal*. https://www.compuphase.com/software_termite.htm
- Furnari, L. (Org.) (2012). *Controle de qualidade em radioterapia*. Miró Editorial.
- Halperin, E. C., Wazer, D. E., Perez, C. A. (2013) The Discipline of Radiation Oncology. In: Halperin, E. C. et al. (ed.), *Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology* (6a ed.), 2-60. Lippincott Williams & Wilkins.
- IBA Group (2020). *Integrated Beam Scanning & Annual QA*. https://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/user_upload/brochures/Beam-Scanning-Br-E_Rev.2_0620.pdf
- Institute of Physics & Engineering In Medicine (2018). *Report 81 - Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy*. <https://www.ipem.ac.uk/resources/books/report-81-2nd-edition-physics-aspects-of-quality-control-in-radiotherapy/>
- Instituto Nacional do Câncer (2008). *Ações de enfermagem para o controle do câncer: uma proposta de integração ensino-serviço* (3. ed. rev. atual. ampl.). <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//acoes-enfermagem-controle-cancer.pdf>
- Instituto Nacional do Câncer (2000). *TEC-DOC 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia*. https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//tecdoc-1151_-_aspectos_fisicos_da_garantia_da_qualidade_em_radioterapia.pdf
- Instituto Nacional do Câncer (2020). *ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer*. (6. ed. rev. atual.). <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-abc-6-edicao-2020.pdf>
- International Electrotechnical Commission (2007). *IEC 60976 Medical electrical equipment – medical electron accelerators – functional performance characteristics*. (2. ed.). <https://webstore.iec.ch/publication/4088>
- Karzmark, C. J., Nunan, C. S., Tanabe, E. (1993). *Medical Electron Accelerators*. McGraw-Hill.
- Khan, F. M., Gibbons J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. (5. Ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F. F., Simon, W., Dresser, S., & Holmes, T. (2009). Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. AAPM report. *American Association of Physicists in Medicine*.
- Kutcher, G. J., Coia, L., Gillin, M., Hanson, W. F., Leibel, S., Morton, R. J., & Wingfield, L. (1994). Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40. AAPM report. *College Park: American Association of Physicists in Medicine*.
- Martins, J. (2017) *Metodologia da Pesquisa Científica*. Editora Dowbis.
- Mayles, P., Thwaites, D. (2007). Rationale and Management of the Quality System. In: P. Mayles & A. Nahum & J. C. Rosenwald (Eds.), *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice* (pp. 793-807). Taylor and Francis Group, LLC.
- Monk, S. (2012). *Programming Arduino: Getting Started with Sketches*. McGraw-Hill.
- PTW (2019). *PTW BeamScan Brochure*. https://www.ptwdosimetry.com/en/support/downloads?tx_solr%5Bfilter%5D%5B0%5D=product%3ABEAMSCAN
- Rosenberg, I. (2007). Manual Dose Calculations in Photon Beams. In: Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J.C. (ed.). *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice* (pp. 483-517). Taylor and Francis Group, LLC.
- Sociedade Brasileira de Radioterapia (2021). *RT2030 Plano de desenvolvimento da radioterapia para a próxima década*. https://sbradioterapia.com.br/wp-content/uploads/2021/08/Relatorio_Projeto_RT2030.pdf
- Standard Imaging (2020). *Annual QA Doseview 3D*. https://static.standardimaging.com/literature/DoseView3D_BR_1322-29.pdf
- Sun Nuclear (2023). *3D SCANNER datasheet*. <https://www.sunnuclear.com/products/3d-scanner>
- Zanella L. C. H. (2011). *Metodologia de pesquisa*. Departamento de Ciências da Administração/UFSC.