



UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

LUÍSA DE ARAÚJO RABELO

**PROJETO ELETROMAGNÉTICO DE UM PÓS-ACELERADOR
DE PRÓTONS PARA TRATAMENTO DE TUMOR OCULAR**

Belo Horizonte

Julho de 2016

LUÍSA DE ARAÚJO RABELO

**PROJETO ELETROMAGNÉTICO DE UM PÓS-ACELERADOR
DE PRÓTONS PARA TRATAMENTO DE TUMOR OCULAR**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciências das Radiações.

Orientador: Prof. Dr. Tarcísio Passos Ribeiro de Campos

Belo Horizonte

Julho de 2016

R114p

Rabelo, Luísa de Araújo.

Projeto eletromagnético de um pós-acelerador de prótons para tratamento de tumor ocular [manuscrito] / Luísa de Araújo Rabelo. – 2016. 105 f., enc.: il.

Orientador: Tarcisio Passos Ribeiro de Campos.

Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f.88-105.

Bibliografia: f. 83-87.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Olhos - Câncer - Tratamento - Teses. 3. Prótons - Teses. I. Campos, Tarcisio Passos Ribeiro de. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES



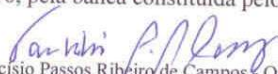
FOLHA DE APROVAÇÃO

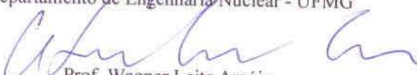
Projeto Eletromagnético de um pós-acelerador de prótons para tratamento de tumor ocular

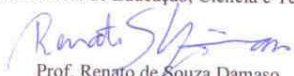
LUISA DE ARAÚJO RABELO


Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

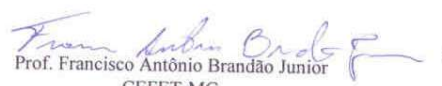
Aprovada em 01 de julho de 2016, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Tarcísio Passos Ribeiro de Campos - Orientador
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Prof. Wagner Leite Araújo
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia


Prof. Renato de Souza Damaso
CEFET/MG - Divinópolis


Dr. Eduardo Sarmiento Valente
CDTN/CNEN


Prof. Francisco Antônio Brandão Júnior
CEFET-MG

Belo Horizonte, 1 de julho de 2016.

RESUMO

A terapia com prótons é uma técnica eficaz no tratamento e controle do câncer, e está disponível em poucos países. O baixo número de centros especializados para este tipo de tratamento é devido ao alto custo de implantação e manutenção dos aceleradores. Em busca de uma possibilidade científica de tecnologia compacta que usa os cíclotrons produtores de radioisótopos (presentes em vários países) como acelerador injetor, a presente tese propõe e investiga um modelo Eletromagnético (EM) para a aceleração de prótons a energias suficientes para o tratamento de tumores oculares. O pré-projeto foi concebido por uma avaliação analítica dos parâmetros físicos de movimento dos prótons e uma simulação de estruturas do equipamento eletromagnético, aceleração e movimento do feixe de prótons usando o *software* CST STUDIO® 3D 2015 (*Computer Simulation Technology*), além de um estudo da estrutura mecânica necessária para fornecer sincronismo entre a aceleração e movimento do feixe. Os resultados mostraram um modelo final que é compacto e simplificado em comparação com o cíclotron isocrônico e síncrotron (usado para terapia com prótons). Os requisitos de sincronismo de um acelerador circular neste modelo foram atendidos e a energia de extração do modelo apresentado é suficiente para o tratamento de tumores oculares. Este é um método alternativo que pode melhorar a qualidade de vida para pacientes com tumores oculares nos países em desenvolvimento. Estudos futuros poderão ser conduzidos para completar a apresentação do projeto técnico e avaliar a interação do feixe acelerado com tecidos tumorais.

Palavras-chave: Acelerador Circular. Prótons. Terapia com prótons.

ABSTRACT

Proton therapy is an effective technique in the treatment and control of cancer, which is not available in most countries. The low number of specialized centers for this type of treatment is because of the high cost of implementing and maintaining the accelerators. This study presents a model for the Electromagnetic (EM) acceleration of protons to sufficient energies for the treatment of ocular tumors. This is the scientific possibility of a compact technology that uses cyclotrons to produce radioisotopes (present in various countries) as accelerator guns via an analytical assessment of the physical parameters of the beam and a simulation of the electromagnetic equipment structures, acceleration, and movement of the proton beam using CST STUDIO® 3D 2015 (Computer Simulation Technology) software. In addition, the geometry required to provide synchronization between the acceleration and beam path was analyzed using the motion equations of the protons. The simulations show a final model that is compact and simplified as compared with the isochronic cyclotron and synchrotron (used for proton therapy). The synchronism requirements of a circular accelerator are fulfilled in this model so that in all orbits the beam has the same movement time. The extraction energy of the presented model is sufficient for the treatment of ocular tumors. This is an alternative method that could improve the quality of life for patients with ocular tumors in developing countries. Future studies will be conducted to complete the technical design presentation and evaluate the accelerated beam's interaction with neoplastic tissues.

Keywords: Circular accelerator. Prótons. Proton therapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Diagrama esquemático do Cíclotron original e circuitos associados _____	18
Figura 2 - (a) Eletroímã inferior do cíclotron isocrônico com montes e vales e (b) desenho esquemático dos setores mostrando que há variação de altura entre os polos do eletroímã nos vales (g_V) e nos montes (g_H) com conservação do raio do polo e angulação dos setores (θ_V e θ_H) _____	21
Figura 3 - Vista superior do cíclotron com setores SSC, mostrando o eletroímã em quatro setores separados e o sistema de extração _____	22
Figura 4 - Desenho esquemático do projeto do cíclotron isocrônico com setores separados _____	22
Figura 5 - Modelo de extração de íons H^- com folhas de carbono _____	23
Figura 6 - (a) Estrutura magnética do Cyciae-100 e (b) instalação do equipamento _____	24
Figura 7 - Esquema da estrutura magnética do Cyciae-100 _____	25
Figura 8 - Layout do BRIF _____	25
Figura 9 - Perspectiva do cíclotron Accel (a) e detalhes da bobina supercondutora no criostato (b) _____	26
Figura 10 - Ilustração do princípio de funcionamento do microtron clássico _____	29
Figura 11 – (a) Projeto do magneto principal do microtron da USP com as bobinas principais e auxiliares ou <i>clamps</i> e (b) a distribuição do campo magnético. _____	31
Figura 12 - Desenho esquemático demonstrando os <i>clamps</i> e o campo magnético resultante _____	32
Figura 13 - Projeto inicial do microtron de quatro setores _____	33
Figura 14 - Modelos de microtron proposto por Roberts em 1958 _____	33
Figura 15 - Diagrama do microtron de oito órbitas com setores móveis _____	34
Figura 16 - Projeto do microtron <i>booster</i> _____	36
Figura 17 - Esquema ilustrativo do acelerador microtron do LAL da USP _____	36
Figura 18 - Magnetos que compõem o microtron principal _____	37
Figura 19 - Modelo do novo magneto apresentado por Lopes (2005) _____	39
Figura 20 - Distribuição do campo magnético ideal, sem o <i>clamp</i> e com o <i>clamp</i> _____	39
Figura 21 - Pacientes tratados com prótons e íons-carbono no mundo _____	41

Figura 22 - Pico de Bragg, análise e interpretação da interação dos prótons em cada etapa	42
Figura 23 - Ilustração da estrutura básica de aceleração e circulação dos prótons.	44
Figura 24 - Esquema ilustrativo do <i>gap</i> central e dos “Dês”	50
Figura 25 - Esquema ilustrativo do <i>gap</i> lateral	50
Figura 26 – Esquema ilustrativo da circulação do feixe de prótons.	51
Figura 27 - Modelo ilustrativo das Bobinas de <i>Helmholtz</i> .	53
Figura 28 - Esquema para ilustração e as relações matemáticas do (a) círculo que representa o modelo do eletroímã, suas definições de raio e (b) alteração deste após o corte e espaçamento para formação dos <i>gaps</i> central e lateral.	58
Figura 29 - Dimensões e posicionamento das bobinas principais e eletroímã principal	60
Figura 30 – Diferentes modos de visualização do modelo SCA pelo <i>software</i> CST STUDIO61	
Figura 31 - Curva de histerese e magnetização do Ferro	61
Figura 32 - Variação da permeabilidade relativa (μ_r) em relação ao campo magnetizante para o Ferro	62
Figura 33 - Curva de histerese e magnetização do Aço	62
Figura 34 - Variação da permeabilidade relativa (μ_r) em relação ao campo magnetizante para o Aço	62
Figura 35 - Simulação das bobinas principais do SCA em (a) vista superior e (b) vista frontal. No centro da bobina está presente o núcleo de Ferro sem o <i>gaps</i>	63
Figura 36 - Os gráficos apresentam a distribuição do campo magnético ao longo do eixo <i>x</i> para o Ferro A6M (a) e o Ferro não linear (b). Os pontos 1 e 2, em ambas as figuras, representam as extremidades das bordas do eletroímã.	64
Figura 37 - Campo magnético em vista frontal com corte em <i>y</i> (esquerda) e vista superior com corte em <i>z</i> (direita)	64
Figura 38 – Distribuição do campo magnético no eletroímã, <i>gap</i> central e <i>gap</i> de circulação	65
Figura 39 - (a) Circulação do feixe de prótons de 15 MeV no SCA com <i>gap</i> central em vácuo e (b) posicionamento do feixe ao longo do eixo <i>x</i> e <i>y</i> do plano Cartesiano	66
Figura 40 – (a-b) Modelo do SCA com as principais estruturas e (c) distribuição do campo magnético neste modelo	68
Figura 41 – Circulação do feixe de prótons para as energias (a) 15 MeV, (b) 40 MeV e (c) 63,38 MeV	69
Figura 42 – (a) Estruturas que compõem o SCA em vista superior e frontal e (b) ampliação do <i>gap</i> de circulação	70

Figura 43 – Vista do modelo SCA com bobinas auxiliares e principais estruturas _____	71
Figura 44 - (1) Bobinas principais e (2) auxiliares. As setas indicam a direção da corrente _	72
Figura 45 - Distribuição do campo magnético ao longo da estrutura mostrada nas Figuras 42-43 _____	72
Figura 46 – Circulação dos prótons de (a) 15 MeV, (b) 40 MeV e (c) 68,38 MeV.no modelo SCA com bobinas auxiliares _____	74
Figura 47 – Projeto com principais estruturas que compõem o SCA com bobinas auxiliares	75
Figura 48 - Comparação entre o tempo de circulação do feixe calculado analiticamente e obtido nas simulações do CST _____	76
Figura 49 - Estrutura de aceleração e variação do potencial elétrico _____	77
Figura 50 - Variação do campo elétrico na estrutura de aceleração de acordo com a RF aplicada _____	77
Figura 51 - Posicionamento e carga da fonte de prótons (seta à esquerda) _____	78
Figura 52 – Aceleração e ganho de energia do feixe de (a) 15 MeV e (b) 63,38 MeV ao atravessar a estrutura de aceleração _____	79
Figura 53 – Análise do ganho de energia para cada órbita i analisada _____	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais parâmetros do Cíclotron Accel de 250 MeV _____	28
Tabela 2 - Características principais do microtron da USP _____	38
Tabela 3 - Condições envolvidas na aceleração e circulação de partículas. _____	48
Tabela 4 - Resultado dos cálculos analíticos da trajetória dos prótons _____	57
Tabela 5 - Resolução das equações que envolvem a circulação dos prótons _____	59
Tabela 6 - Características das bobinas definidas na simulação apresentada na Figura 35 ____	63

LISTA DE ABREVIACÕES

EM	<i>Eletromagnético</i>
CST	<i>Computer Simulation Technology</i>
PMRC	<i>Proton Medical Research Center</i>
RF	<i>Radiofrequência</i>
SCA	<i>Secondary Circular Accelerator</i>
CST EMS	<i>Computer Simulation Technology Electromagnetic Studio</i>
CST PS	<i>Computer Simulation Technology Particle Studio</i>
SSC	<i>Ciclotron de Setor Separado</i>
BRIF	<i>Beijing Radioactive Ion-Beam Facility</i>
CIAE	<i>Instituto de Energia Atômica da China</i>
RIB	<i>Radioactive Ion-Beam</i>
NSCL	<i>National Superconducting Cyclotron Laboratory</i>
PSI	<i>Paul Scherrer Institute</i>
RPTC	<i>Proton Rinecker Center</i>
CST MWS	<i>Computer Simulation Technology Microwave Studio</i>
LAL	<i>Laboratório do Acelerador Linear</i>
IFUSP	<i>Instituto de Física da Universidade de São Paulo</i>
OMS	<i>Organização Mundial da Saúde</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
AWG	<i>American Wire Gauge</i>
CDTN	<i>Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear</i>
IPEN	<i>Instituto de Pesquisas Energéticas</i>

SUMÁRIO

RESUMO	iv
ABSTRACT	v
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	vi
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE ABREVIACÕES	x
SUMÁRIO	xi
1 APRESENTAÇÃO DO TEMA	13
1.1 INTRODUÇÃO	13
1.2 RELEVÂNCIA	14
1.3 OBJETIVOS	15
1.3.1 Objetivo Geral	15
1.3.2 Objetivos Específicos	15
1.4 ESTRUTURA DA TESE	16
2 ESTADO DA ARTE	17
2.1 BREVE HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DO CÍCLOTRON E DO SÍNCROTRON	17
2.2 CÍCLOTRON	20
2.3 CÍCLOTRON CYCIAE PARA PRODUÇÃO DE PRÓTONS DE 100 MEV	23
2.4 CÍCLOTRON ACCEL PARA ACELERAÇÃO DE PRÓTONS A 250 MEV	26
2.5 RACETRACK MÍCROTRON	28
2.5.1 Variações do microtron	30
2.5.2 Microtron do IFUSP	35
2.6 TERAPIA COM PRÓTONS	40
2.7 CST – COMPUTER SIMULATION TECHNOLOGY	43
3 MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1 RESOLUÇÃO ANALÍTICA PARA ACELERAÇÃO LINEAR E CIRCULAR DOS PRÓTONS	44
3.1.1 Região de circulação	45

3.1.2 Região de aceleração _____	46
3.1.3 Definição do modelo do SCA _____	48
3.2 DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES DO CAMPO MAGNÉTICO PRINCIPAL ____	53
3.2.1 Campo magnético das bobinas principais _____	53
3.3 MAPEAMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO E CORREÇÕES _____	54
3.3.1 Definição dos materiais e parâmetros de simulação _____	54
3.3.2 Definição de ímãs permanentes _____	55
3.3.3 Definição das propriedades das bobinas auxiliares _____	55
3.4 MODELO DA ESTRUTURA DE ACELERAÇÃO _____	56
4 RESULTADOS _____	57
4.1 RESOLUÇÃO ANALÍTICA PARA ACELERAÇÃO DOS PRÓTONS _____	57
4.1.1 Circulação e aceleração dos prótons _____	57
4.1.2 Definição do modelo do SCA _____	58
4.2 DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES DO CAMPO MAGNÉTICO PRINCIPAL ____	60
4.2.1 Propriedades das bobinas principais e materiais _____	60
4.3 MAPEAMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO E CORREÇÕES _____	63
4.3.1 Simulação do SCA com material de baixa condutividade magnética _____	67
4.3.2 Simulação do SCA com bobinas auxiliares _____	70
4.4 ESTRUTURA DE ACELERAÇÃO _____	76
4.4.1 Aceleração do feixe _____	78
5 CONCLUSÃO _____	81
5.1 PERSPECTIVAS PARA A TESE E FUTURAS _____	82
REFERÊNCIAS _____	83
ANEXOS _____	88
ANEXO A – Dados estatísticos de 28 de Outubro de 2015 referentes ao tratamento com prótons em todo o mundo _____	88
ANEXO B – Propriedades de materiais fornecidos pela biblioteca de matérias do <i>software</i> CST STUDIO® 3D 2015 _____	91
ANEXO C - Trabalhos Publicados em Congresso _____	92
ANEXO D – Artigo submetido à revista _____	95
ANEXO E – Patentes e Registros _____	104

1 APRESENTAÇÃO DO TEMA

1.1 INTRODUÇÃO

A terapia com prótons é uma técnica eficaz no tratamento e controle de tumores oculares. Dos casos tratados com prótons, cerca de 90% tiveram preservadas as estruturas sensíveis do olho, e a visão foi preservada em aproximadamente 50% dos pacientes (CHRISTÓVÃO; CAMPOS, 2010).

O investimento em um centro dedicado à terapia com prótons é elevado (NAPT, 2016). Os síncrotrons e os ciclotrons isocrônico são os aceleradores comumente empregados para esta técnica. Ambos os aceleradores têm custo elevado, este é um fator que dificulta a implantação de terapia com prótons em países em desenvolvimento. Aceleradores de pesquisa também podem ser usados para a terapia, por exemplo, o PMRC (Proton Medical Research Center) no Japão (CHRISTÓVÃO, 2010).

Atualmente, a tendência é construir instalações de baixo custo com aceleradores eficientes, compactos, confiáveis, seguros e fáceis de operar (CHRISTÓVÃO, 2010). Os aceleradores usados na produção de radiofármacos, presentes em vários países como o Brasil, podem ser empregados como injetores para acelerar feixes até alcançarem energia suficiente para tratar tumores oculares (CHRISTÓVÃO e CAMPOS, 2010).

Uma das dificuldades para projetar um acelerador circular de alta energia é conseguir a harmonia entre a oscilação do campo elétrico e o tempo de circulação das partículas dentro do equipamento usando uma radiofrequência (RF) constante. À medida que a energia cinética dos prótons aumenta em 1,5 a 2,0% da energia de massa de repouso, ocorre alteração na massa relativística e uma variação na velocidade angular destas partículas (KLEEVEN et al., 2011; MCMILLAN, 1945; STRIJCKMANS, 2001). Devido a esses efeitos, os prótons começam a perder energia quando passam através da cavidade de aceleração, pois o período do movimento dos prótons está dessincronizado com a oscilação do campo elétrico. Outro fator que compromete o sincronismo é a falta de uniformidade do campo magnético no

interior dos eletroímãs, o que afeta a focalização axial e radial do feixe de prótons (ROSE, 1938).

No síncrotron, o raio de movimento dos prótons é fixo e o sincronismo é conseguido através da variação do campo magnético e da RF à medida que a energia do feixe aumenta (DILÃO; ALVES-PIRES, 1996). O sincronismo no ciclotron isocrônico é obtido com aumento do raio de cada órbita, e com variação do campo magnético através do desnivelamento dos polos dos eletroímãs, formando montes e vales (GEISLER et al. 2004; ROSE, 1938; ZHONG et al., 2010).

Nesta tese é avaliada a possibilidade de acelerar feixes de prótons com uma energia inicial de 15 MeV até 64 MeV em uma trajetória circular para o tratamento de tumores oculares. Prótons acelerados depositam doses de radiação com mais precisão no tumor, reduzindo a dose recebida pelo tecido adjacente saudável em comparação aos elétrons, nêutrons e ondas eletromagnéticas (PAGANETTI, 2011).

São apresentados modelamentos analíticos com avaliações numéricas referentes à circulação das partículas e simulação da aceleração do feixe de prótons, utilizando o *software* CST STUDIO® 3D 2015 (*Computer Simulation Technology*), além de simulação de uma estrutura magnética planejada para cumprir as condições de sincronismo de um acelerador circular.

Este projeto preliminar é chamado de SCA (*Secondary Circular Accelerator* ou Acelerador Circular Secundário). No SCA, o princípio de aceleração dos prótons é semelhante ao do ciclotron, porém, com uma estrutura eletromagnética distinta que não utiliza cavidades triangulares de aceleração e eletroímãs com desnivelamento em montes e vales (JI et al., 2010; KLEIN et al., 2005; RESERVED, 2015; ZHANG et al., 2007; LU; JING; WANG, 2013). O SCA pode ser comparado estruturalmente com a evolução do *Racetrack* microtron, como mostrado por Rosander e Roberts (ROBERTS, 1958; ROSANDER, 1980).

1.2 RELEVÂNCIA

Os aceleradores de prótons de alta energia podem ser usados no tratamento de tumores. A terapia com prótons é realidade em alguns países (Tabela 1 – ANEXO B) (JERMANN, 2014). Entre as dificuldades para implantação dessa técnica estão o alto custo dos equipamentos e a complexidade das instalações.

O projeto apresentado é uma possibilidade científica de desenvolvimento de uma tecnologia nacional como nova alternativa de produção de radiofármacos e melhoria na qualidade de vida em pacientes que sofrem com tumor ocular. Além disso, pode também contribuir para o desenvolvimento científico e tecnológico do país na área de tecnologia de aceleração de partículas e radiação.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo é apresentar o projeto do SCA para energia de 64 MeV e elaborar uma simulação eletromagnética (EM) de um modelo de aceleração de prótons que pode ser acoplado a cíclotrons produtores de radioisótopos.

1.3.2 Objetivos Específicos

- *Apresentar as principais estruturas que compõem os aceleradores circulares e determinar possíveis aprimoramentos no método de aceleração e circulação de partículas.
- *Definir uma estrutura eletromagnética que cumpra os requisitos de um acelerador de partículas circular e que forneça feixes de prótons acelerados com energia suficiente para a terapia de tumores oculares.
- *Simular a estrutura de aceleração no *software* CST EMS[®] 3D 2015 (*Computer Simulation Technology Electromagnetic Studio*), e movimento e perfil energético do feixe de prótons nesta estrutura no CST PS[®] 3D 2015 (*Computer Simulation Technology Particle Studio*).
- *Simular o campo magnético no CST EMS[®] 3D 2015 e o comportamento do feixe neste campo no CST PS[®] 3D 2015.

- *Apresentar dados analíticos e numéricos que comprovem a possibilidade de acelerar prótons no SCA.
- *Fornecer um modelo de estrutura magnética: principais propriedades das bobinas e materiais aplicados.

1.4 ESTRUTURA DA TESE

O trabalho está estruturado da seguinte forma: Apresentação do tema; Estado da Arte; Materiais e Métodos, apresentando o desenvolvimento de cada etapa do trabalho; e os Resultados, que apresentam discussões e aspectos observados em cada um dos itens avaliados: estrutura de aceleração, estrutura de circulação e trajetória do feixe. Em seguida é apresentada a Conclusão, com as perspectivas futuras sobre o tema apresentado no corpo do trabalho. Por fim, são apresentadas as Referências, os Anexos integrantes e as publicações relacionadas a esta pesquisa.

2 ESTADO DA ARTE

2.1 BREVE HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DO CÍCLOTRON E DO SÍNCROTRON

As primeiras pesquisas relacionadas ao desenvolvimento do Cíclotron foram feitas em meados de 1928. Ernest O. Lawrence, pesquisador da Universidade da Califórnia, buscava uma maneira de acelerar partículas positivas a altas energias a fim de compreender o núcleo do átomo (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962; SOCIETY, 2015).

As etapas de criação do equipamento foram divididas em: produção de altas tensões e desenvolvimento de tubos capazes de suportar tais tensões. Lawrence, em 1929, ao ver um artigo do alemão Wideröe, publicado na *Archiv für Electrotechnik*, foi capaz de deduzir apenas pelas imagens, pois não entendia a língua alemã, a possibilidade de aceleração múltipla de íons positivos aplicando adequadamente tensões oscilantes e uma RF (radiofrequência) para uma série de eletrodos em linha. Os cálculos mostraram que, seguindo essa ideia, o acelerador de partículas positivas que Lawrence pretendia construir teria um tubo de aceleração com alguns metros de comprimento, o que na época não parecia viável para fins de pesquisa. Lawrence, ainda seguindo o raciocínio de Wideröe, questionou a possibilidade de usar apenas dois eletrodos e forçar os íons positivos, através de um campo magnético, a passarem várias vezes por essa região. Ele descobriu que as equações de movimento previam uma evolução com período constante, logo, partículas poderiam ser aceleradas em ressonância com a oscilação do campo elétrico na cavidade de aceleração (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962; LAWRENCE, 1951).

O primeiro trabalho experimental do Cíclotron foi divulgado na Revista *Science* em 1930 e foi realizado com a ajuda de Nels Edlfsen, aluno de Lawrence (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962; LAWRENCE, 1951). Em seguida, Lawrence juntamente com Livingston – seu aluno de doutorado que teve participação fundamental no desenvolvimento do Cíclotron – construíram um pequeno modelo do equipamento (Figura 1). Ele tinha 4,5 polegadas de diâmetro e era capaz de acelerar íons de hidrogênio até energias de 80.000 elétrons-volt. Em

seguida, eles criaram outro modelo de 10 polegadas que chegou a energias superiores a um milhão de elétrons-volt. Esses resultados foram publicados em 1932 e foi o primeiro experimento que comprovou o princípio de ressonância do Cíclotron, que passou a ser chamado de “Frequência do Cíclotron” (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962; SOCIETY, 2015).

Lawrence e sua equipe foram motivados pelo resultado do trabalho do acelerador de Cockcroft e Walton publicado na mesma época (LAWRENCE, 1951). Vendo este resultado, eles insistiram na busca por melhorias e mantiveram-se objetivados em produzir feixes com correntes maiores e tensões mais elevadas devido à distorção do espaço-tempo, prevista pela Teoria da Relatividade (LAWRENCE, 1951). Pouco depois, Lawrence, Livingston e White conseguiram acelerar prótons a 1,25 MeV de energia e desintegrar um átomo de lítio (COSTA, 2009).

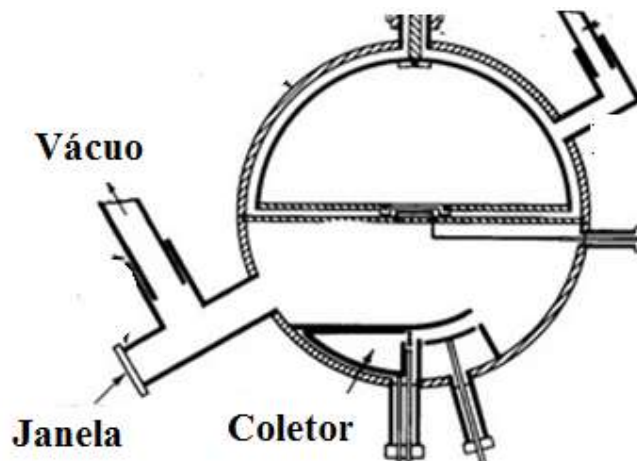


Figura 1 - Diagrama esquemático do Cíclotron original e circuitos associados
Fonte: Livingston e Blewett (1962).

Em 1939, Lawrence foi premiado com o Nobel de física em reconhecimento a essas realizações, bem como pela concepção e desenvolvimento do cíclotron. Outra etapa histórica importante foi a construção do Cíclotron de 60 polegadas (diâmetro da face dos polos), junto à equipe do engenheiro William Brobeck, que ofereceu, à pesquisa, conhecimento prático com profundo efeito sobre a evolução do equipamento. Com esta máquina, prótons e deutérios foram acelerados a energias de 25 MeV. Com ela foram descobertos os elementos transurânicos que renderam, em 1951, o Prêmio Nobel de química a McMillan e Seaborg (LAWRENCE, 1951). O cíclotron se limitou a essa energia de aceleração e tamanho devido à variação da massa relativística dos íons, pois essa mudança provoca a diminuição da

frequência de circulação do íon e, logo, eles passam a ser desacelerados ao atravessar o campo elétrico (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962).

Em 1938, L. H. Thomas publicou um trabalho que usava a condução e focalização magnética para manter a estabilidade radial e axial das órbitas das partículas no ciclotron. Os equipamentos com essa solução passam a ter as faces dos polos magnéticos desnivelados com variação da distância de abertura entre eles através de setores circulares. Desse modo, o campo magnético passa a variar de forma azimutal no interior do acelerador. As regiões mais altas foram denominadas montes, e as regiões mais baixas, com maior abertura, vales. O campo magnético é maior nos montes e menos intenso nos vales. Essa variação aumenta o campo magnético médio em função do raio, sendo então possível corrigir a divergência na trajetória devido ao efeito da Relatividade (COSTA, 2009).

Um pouco mais tarde, em 1944, em um artigo publicado pela Academia de Ciências da União Soviética, Vladimir Veksler mostrou que o período orbital do ciclotron pode ser mantido se a frequência do campo elétrico for ajustada à medida que aumenta a energia da partícula, e, assim, passou a explicar o mecanismo que mais tarde veio a ser chamado de estabilidade de fase. Enquanto isso, nos Estados Unidos, Ed. McMillan havia escrito uma carta ao editor do *Physics Review* na qual ele evidencia os termos "estabilidade de fase" e "síncrotron", definido como uma máquina em que a frequência e o campo magnético variam (WILSON, 1996). Tal princípio transformou o ciclotron convencional em um instrumento muito mais poderoso que acelera partículas a energias superiores, o sincrociclotron (LIVINGSTON; BLEWETT, 1962). Em 1963, McMillan e Veksler, em conjunto, foram premiados pela *Atoms for Peace Prize* (WILSON, 1996).

O primeiro sincrociclotron de Berkeley produzia feixes de prótons de 340 MeV. O rápido sucesso de Berkeley estimulou outros laboratórios e logo surgiram novas e mais modernas instalações como na Universidade de Columbia, na Universidade de Chicago e depois em Uppsala, que produziram energias um pouco maiores (LAWRENCE, 1951).

No mesmo momento da proposta do sincrociclotron, Veksler e McMillan apresentaram o síncrotron. Neste equipamento é usado o princípio de modulação da frequência e do campo magnético à medida que aumenta a energia cinética das partículas, mantendo constante o raio de circulação (DILÃO; ALVES-PIRES, 1996).

Brobeck passou a dar atenção para o problema de engenharia e aplicação do síncrotron para a aceleração de íons pesados, particularmente de prótons. Não demorou muito para seus estudos indicarem a viabilidade da produção de prótons na faixa de energia bem acima de um bilhão de elétrons-volt (LAWRENCE, 1951).

Com o extensivo desenvolvimento no campo da energia atômica, grandes fundos tornaram-se disponíveis para fins de pesquisa. Tão logo todos os interessados ficaram convencidos da viabilidade do síncrotron de prótons, deu-se início à construção de duas instalações, uma em Brookhaven para aproximadamente três bilhões de elétrons-volt e outra em Berkeley, em 1954, para duas vezes esta energia (LAWRENCE, 1951).

2.2 CÍCLOTRON

A ideia original do Cíclotron continua a mesma proposta por Lawrence, apenas se aprimorou a técnica de aceleração e os componentes empregados nos projetos (COSTA, 2009).

No cíclotron é aplicado um campo magnético estático e uniforme perpendicular a dois eletrodos em forma de “Dê”. Nos “Dês” é definida uma tensão e uma RF cuja oscilação corresponde à constante de frequência do movimento das partículas, chamada frequência do cíclotron (CHAO, 1999). Ela pode ser definida pela Equação (1) para íons não relativísticos,

$$f = \frac{qB}{2\pi m_0} \quad (1)$$

em que q é a carga da partícula, B é o campo magnético e m_0 é a massa da partícula.

Os íons oriundos do centro do equipamento, seja direto de uma fonte ou injetor, aceleram repetidas vezes em uma trajetória espiral de dentro para fora dos “Dês” até alcançarem a energia máxima desejada. O campo magnético perpendicular e constante faz com que as partículas viagem em órbitas circulares. Este campo diminui com o aumento do raio do “Dê” para garantir a estabilidade axial do feixe de partículas à medida que sua energia aumenta. Essa variação é feita por nivelamento dos polos dos eletroímãs (CHAO, 1999).

À medida que a energia do feixe aumenta e a velocidade se aproxima da velocidade da luz, as partículas sofrem um aumento da massa relativística. Esta variação provoca a perda de sincronização com a aceleração do cíclotron. Portanto, a tensão de aceleração deve ser alta para que as partículas consigam alcançar a energia final esperada antes de perder a fase (CHAO, 1999; OLIVEIRA, 2009).

Ao longo dos anos surgiram vários trabalhos que propuseram alternativas para corrigir erros de sincronismo causados pelos efeitos relativísticos. Com isso, novas modalidades de cíclotrons passaram a existir. As que mais se destacaram foram:

***Cíclotron isocrônico:** foram denominados cíclotrons isocrônicos (Figura 2) os equipamentos que apresentavam a solução proposta por Thomas (Ver tópico 2.1). O campo magnético médio compensa o aumento da massa relativística das partículas aceleradas. A variação azimutal dos polos e do campo magnético durante o percurso das partículas faz com que se aumente a focalização do feixe (CHAO, 1999; COSTA, 2009).

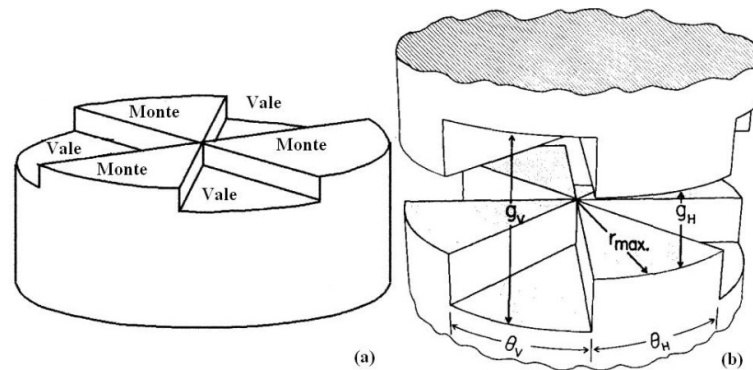


Figura 2 - (a) Eletroímã inferior do cíclotron isocrônico com montes e vales e (b) desenho esquemático dos setores mostrando que há variação de altura entre os polos do eletroímã nos vales (g_V) e nos montes (g_H) com conservação do raio do polo e angulação dos setores (θ_V e θ_H)

Fonte: Blosser e Johnson (1974); Strijckmans (2001).

***Cíclotron com setor separado (SSC):** trata-se de uma subclasse do cíclotron isocrônico em que as regiões dos vales são livres de material, como mostram as Figuras 3 e 4. Este conceito foi proposto em 1950 por Oak Ridge para um cíclotron isocrônico de 900 MeV e usado pela primeira vez pelo instituto PSI (*Paul Scherrer Institute*), em 1974, para 590 MeV. Os dois ressonadores ou regiões de aceleração possuem formato de delta e situam-se opostos sobre vales ou regiões vazias. É considerada a máquina mais adequada às exigências da medicina para radioterapia, física nuclear, produção química e de radionuclídeos (CHAO, 1999).

***H⁻ cíclotron:** neste equipamento são acelerados íons H⁻. O cíclotron de H⁻ foi introduzido em 1962 na Universidade do Colorado. Quando o feixe de H⁻ atinge a energia desejada, ele passa por uma folha fina de carbono que retira os elétrons do íon H⁻, revertendo seu raio de curvatura e enviando o feixe rapidamente para fora do cíclotron (Figura 5). A folha pode ser colocada ocupando diferentes raios do

cíclotron, podendo, assim, variar a energia de extração do feixe (CHAO, 1999; OLIVEIRA, 2009).

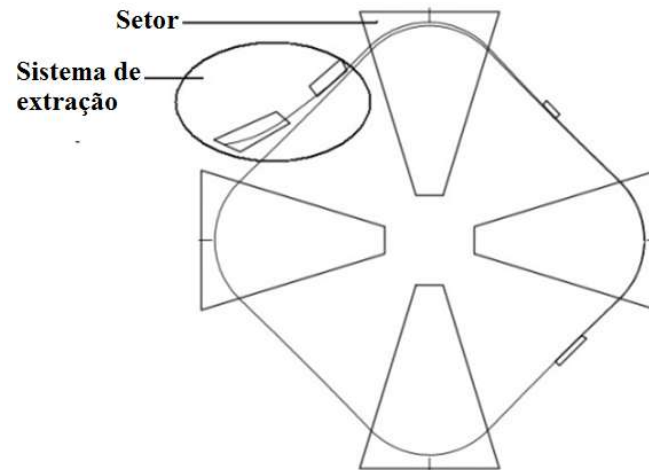


Figura 3 - Vista superior do cíclotron com setores SSC, mostrando o eletroímã em quatro setores separados e o sistema de extração
Fonte: Martí et al. (1998).

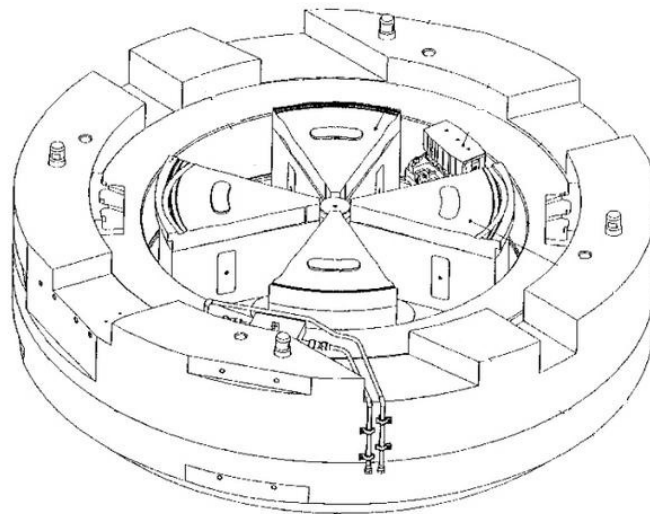


Figura 4 - Desenho esquemático do projeto do cíclotron isocrônico com setores separados
Fonte: Kleeven (2004).

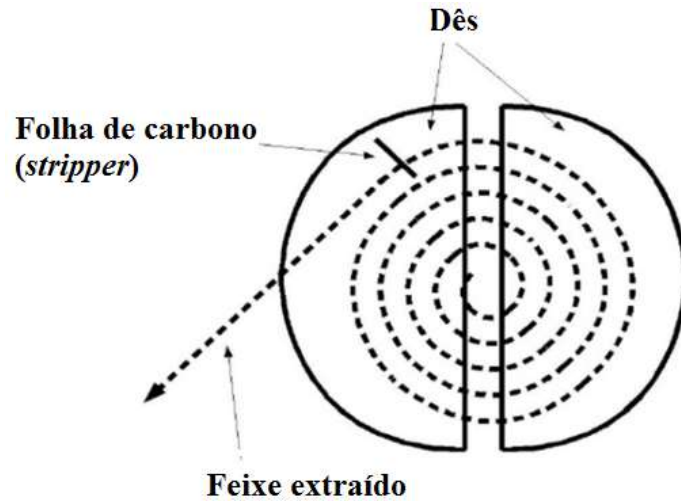


Figura 5 - Modelo de extração de íons H⁺ com folhas de carbono
Fonte: Oliveira (2009).

***Cíclotrons supercondutores:** uma das limitações do cíclotron em acelerar feixes de alta energia é a necessidade de construir equipamentos grandes e pesados, bem como a dificuldade de obter um campo magnético forte e uniforme. Como alternativa, os componentes magnéticos principais podem ser feitos com materiais supercondutores. Normalmente as bobinas são feitas de fio de ligas metálicas especiais com um núcleo de ar. Estas ligas metálicas tornam-se supercondutores quando são arrefecidas a temperaturas muito baixas (CHAO, 1999; BLOSSER et al., 1998; BIGHAM; SCHNEIDER, 1975). Essa opção oferece vantagens em dimensão e custo em relação a outros sistemas. Com incorporações dessa inovação, o feixe de partículas excede os níveis de energia conseguidos no cíclotron comum, podendo alcançar 250 MeV (CHAO, 1999).

2.3 CÍCLOTRON CYCIAE PARA PRODUÇÃO DE PRÓTONS DE 100 MEV

O cíclotron de prótons Cyciae-100 (Figura 6) é um projeto econômico construído para extrair um feixe de prótons com energias entre 75 e 100 MeV e com corrente entre 200 μ A e 500 μ A (ZHONG et al., 2010).

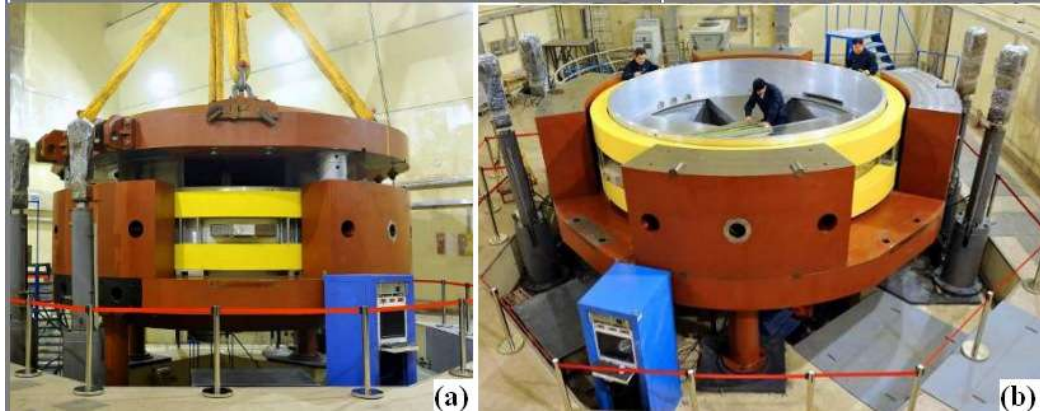


Figura 6 - (a) Estrutura magnética do Cyciae-100 e (b) instalação do equipamento
Fonte: Zhang et al. (2007).

A estrutura magnética do ciclotron Cyciae-100 é composta por bobinas principais, superior e inferior, e elementos ferromagnéticos, como mostra a Figura 7. O magneto ou eletroímã principal é a parte mais importante do ciclotron. Neste equipamento o eletroímã mede 2,6 m de altura e 6,4 m de diâmetro e seu peso total é de aproximadamente 416 toneladas. A abertura de circulação do feixe muda gradualmente à medida que o raio aumenta, variando de 5,0 cm no raio interno a 6,0 cm no raio externo. A corrente máxima aplicada para as bobinas principais é 100 A, produzindo uma indução magnética média de 1,34 T com intervalo de precisão da medição menor que 10^{-4} . As cavidades de aceleração são instaladas nos vales do eletroímã e aceleraram o feixe quatro vezes por volta, sendo necessárias 400 voltas para que o feixe alcance a energia total (LU; JING; WANG, 2013; ZHANG; LI; CHU, 2004; ZHONG et al., 2010).

Segundo Zhong et al. (2010), as dificuldades para a concepção do dispositivo não são apenas devido à precisão do campo, mas também devido ao objetivo de obter um ciclotron compacto. A fim de obter o campo do ciclotron ideal, foram realizados mapeamentos do campo magnético por um sistema de alta precisão.

O Cyciae-100 foi construído para produzir radioisótopos e acelerar prótons a altas energias para uso em pesquisa fundamental e aplicada, por exemplo, análise da estrutura nuclear, de materiais e ciências da vida (ZHANG et al., 2004).

O ciclotron de prótons Cyciae-100 compõe o chamado BRIF (*Beijing Radioactive Ion-beam Facility*). Trata-se de um projeto proposto pelo Instituto de Energia Atômica da China (CIAE) de aceleração de íons que têm como acelerador primário o ciclotron Cyciae-100 (Figura 8). Dois feixes de prótons são fornecidos simultaneamente pelo ciclotron. Um deles é usado para aplicações diretas e o outro é enviado para um sistema de aceleração linear, o

Linac Supercondutor, para a geração de feixes de íons radioativos RIB (*Radioactive Ion-Beam*). Ambos os feixes passam por um sistema magnético de separação de íons e são enviados para diferentes terminais. O CIAE tem como objetivo produzir mais de 40 feixes de prótons e mais de 80 feixes de nêutrons nesta instalação (LU; JING; WANG, 2013; ZHANG et al., 2004; ZHONG et al., 2010).

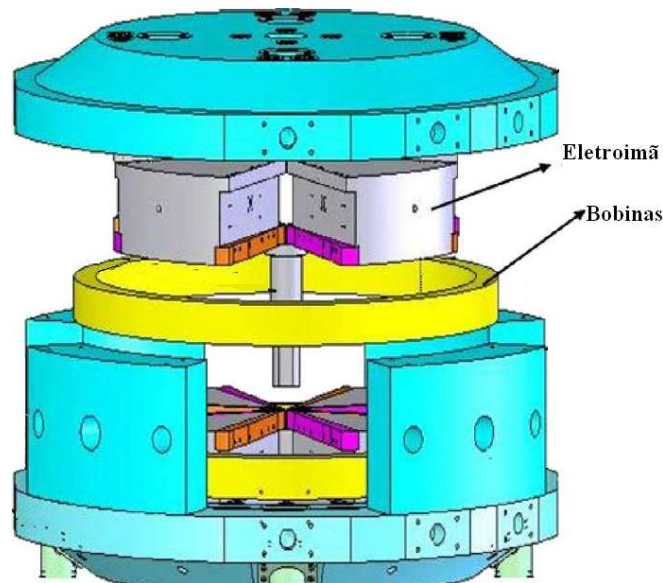


Figura 7 - Esquema da estrutura magnética do Cyciae-100
Fonte: Zhong et al. (2010).

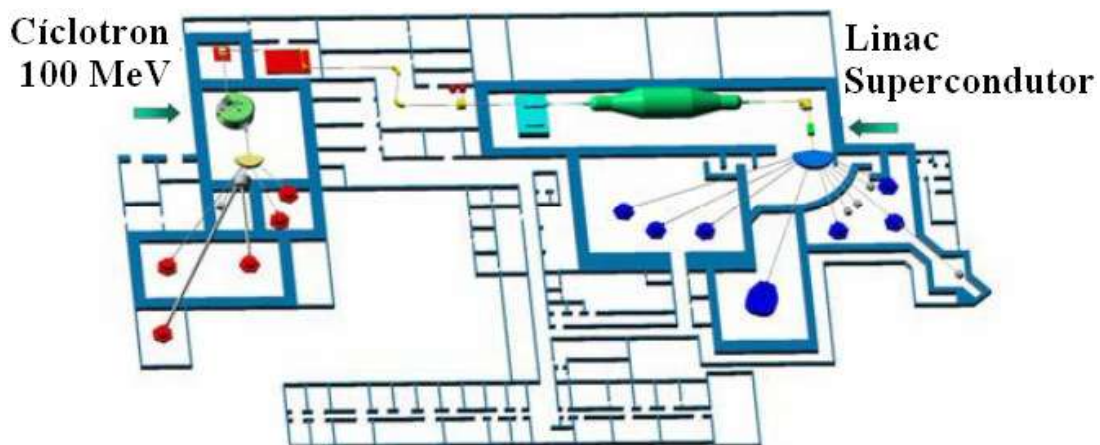


Figura 8 - Layout do BRIF
Fonte: Zhang et al. (2004).

2.4 CÍCLOTRON ACCEL PARA ACELERAÇÃO DE PRÓTONS A 250 MEV

O ciclotron supercondutor acelerador de prótons para terapia foi concebido em meados de 2001, baseado no projeto proposto pelo NSCL (*National Superconducting Cyclotron Laboratory*) da Universidade de Michigan em 1993 (GEISLER et al., 2004). O projeto do sistema magnético e estudo de óptica do feixe foram realizados em colaboração com a empresa privada Accel, que deu seu nome ao equipamento. Ela foi a empreiteira na construção do ciclotron (KIM, 2007). Logo após a finalização dos testes foram construídos e instalados dois aparelhos deste modelo, um para o *Paul Scherrer Institute* (PSI), na Suíça, em abril de 2004, e outro no centro de terapia de próton do *Proton Rinecker Center* (RPTC) em Munique, na Alemanha (GEISLER et al., 2004; BAUMGARTEN et al., 2007).

O projeto conceitual do Accel segue os parâmetros básicos do ciclotron de Lawrence. Ainda no projeto inicial e nas etapas de construção, adaptações e tecnologias recentes foram incorporadas, tais como a bobina supercondutora e modificações nos eletroímãs. O campo magnético foi refinado e passou a ser altamente “isocronizado” devido a uma otimização do *design* do setor espiral (KLEIN et al., 2005), como mostra a Figura 9.

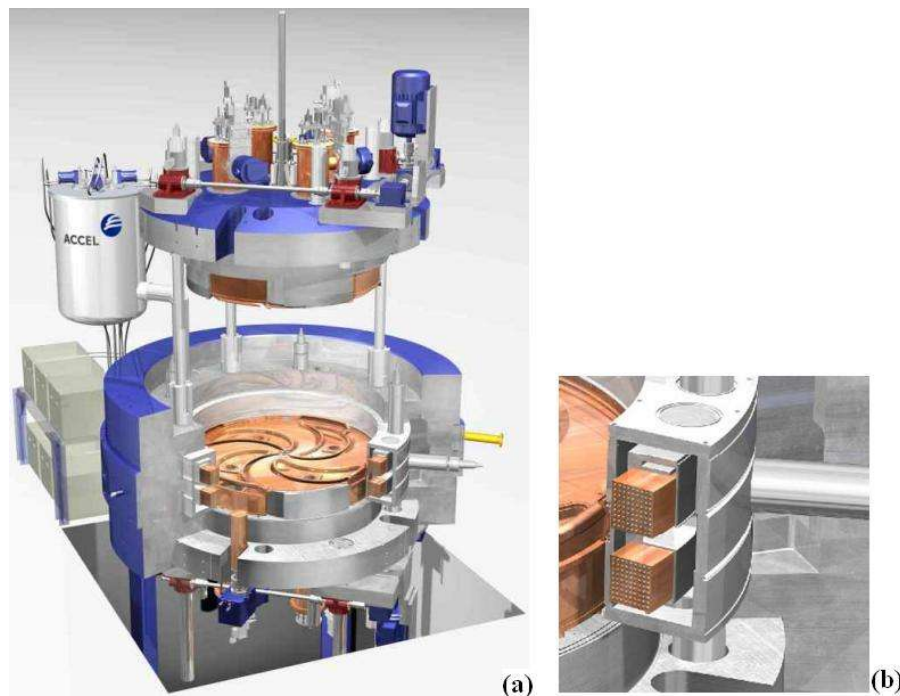


Figura 9 - Perspectiva do ciclotron Accel (a) e detalhes da bobina supercondutora no criostato (b)
Fonte: Klein et al. (2005).

A fim de encontrar o formato espiral ideal do polo do eletroímã, métodos computacionais numéricos foram implementados para o campo magnético usando o código TOSCA. Além disso, foi usado um equipamento com sensor de campo magnético de alta precisão para medições e mapeamento do campo magnético (BAUMGARTEN et al., 2007). O campo deve ser ajustado para coincidir com a energia de extração de 250 MeV e com a frequência radial de forma a corresponder com uma determinada fase da radiofrequência (GEISLER et al., 2004). Para “isocronizar” o campo magnético do ciclotron ou torná-lo ideal para cada energia e posição do feixe de partículas foram realizados processos iterativos de medições de campo magnético, além de posicionamento de “*shims* ou calços” de chapas de ferro em cima das colinas do eletroímã (GEISLER et al., 2007).

O *design* da cavidade de aceleração foi investigado em detalhe pela Accel com apoio do PSI, usando modelos adequados. O projeto eletrostático da região central foi refinado, usando o código 3D TOSCA. Os campos de RF foram calculados com o código para micro-ondas CST MWS® (*Microwave Studio*) (GEISLER et al., 2007).

A utilização de uma bobina supercondutora para ciclotrons não é nova. A contribuição dessa bobina para o campo magnético tem várias vantagens que são particularmente benéficas em uma máquina utilizada para fins medicinais. A supercondutividade fornece a opção de obter um projeto mais compacto, com menos consumo de energia, além de mais eficiência na extração de um feixe de partículas com energia mais homogênea. Outro fator importante para um equipamento compacto e simples é a definição de uma energia de extração fixa e o íon acelerado (GEISLER et al., 2004). O Accel mostra a possibilidade de uma operação com baixo consumo de energia, alta energia da partícula acelerada, alta intensidade de saída, alta eficiência interna, baixa ativação interna e ainda reproduz propriedades do feixe, mantendo uma operação confiável e segura (GEISLER et al., 2007).

A estrutura básica do Accel é composta por “Dês” situados sobre os vales e quatro setores dos eletroímãs em colinas com formato espiral para fornecer foco axial ao feixe. A bobina supercondutora é montada em um criostato anular como é típico em ciclotron compacto supercondutor. O sistema de radiofrequência opera com quatro “Dês” na 2ª harmônica para que o ganho total de energia na saída de cada um dos “Dês” a 45° seja aproximadamente 1,4 vezes a tensão de pico do “Dê” (BLOSSER et al., 1998). Os quatro “Dês” do Accel oscilam em fase. Alguns dos principais parâmetros do ciclotron supercondutor são dados na Tabela 1. Tanto a parte inferior quanto a superior da tampa do polo podem ser levantadas rapidamente através de um sistema de elevação motorizado, permitindo acesso rápido e fácil às partes internas do ciclotron (GEISLER et al., 2007).

A extração do feixe é feita por dois defletores eletrostáticos posicionados a 45°, seguidos por uma linha de quadrupolos magnéticos que conduzem o feixe e compensam a sua forte falta de focalização radial devido ao campo magnético na borda.

Tabela 1 - Principais parâmetros do Cíclotron Accel de 250 MeV

Estrutura Ferromagnética	
Diâmetro do eletroímã	3,2 m
Altura	1,6 m
Peso	90 Tons
Eletroímã	
Corrente de operação	160 A
Campo magnético da bobina	< 4 T
Campo magnético no centro	2,4 T
Energia armazenada	2,5 MJ
Sistema de RF	
Frequência	72,8 MHz
Potência	110 kW
Tensão dos “Dês”	80-130 kV
Modo de operação	2 nd harmônico
Número de “Dês ”	4
Fonte de Prótons	
Catodo frio interno tipo PIG	
Propriedades do feixe	
Energia final	250 MeV
Corrente máxima de extração	800 nA
Eficiência de extração	80%
Momento $\Delta p/p$	$\pm 0,2\%$
Número de voltas	650

Fonte: Adaptada de Geisler et al. (2007).

2.5 RACETRACK MÍCROTRON

O microtron é um acelerador circular de elétrons relativísticos cujo modelo convencional (ou clássico) é formado por um magneto com campo uniforme e uma única cavidade aceleradora. As órbitas são tangentes ao eixo principal da cavidade. O primeiro

acelerador desse tipo foi construído na Universidade de Western, em Ontario, por H. Froelich e E. Brannen (modelo mostrado na Figura 10).

O microtron surgiu a partir de pesquisas para contornar os problemas de sincronização do ciclotron de frequência fixa. Por causa do aumento da massa relativística com o aumento da energia, as partículas se atrasam com relação à RF do potencial acelerador. No microtron, o ganho de energia é constante e o tempo de percurso é fixado em um único valor, sendo este um múltiplo inteiro do período da frequência de oscilação do potencial acelerador. Logo, a diferença entre períodos de órbitas sucessivas deve ser um múltiplo do período oscilador (LOPES, 2005). Segundo Kassab (1996), na prática, a distância entre as órbitas sucessivas não é constante.

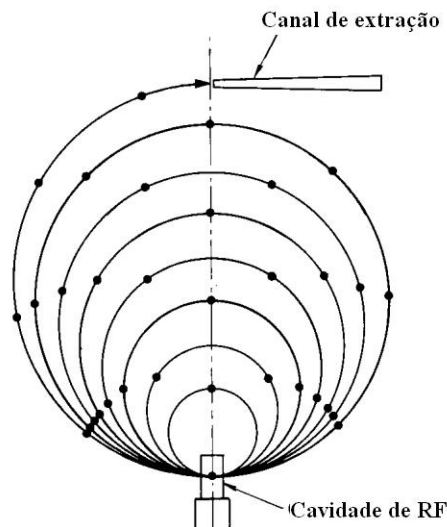


Figura 10 - Ilustração do princípio de funcionamento do microtron clássico
Fonte: Malafronte (2008).

No entanto, os modelos circulares convencionais tornam-se grandes e pesados para energias acima 20 MeV devido às restrições do campo magnético fixado pelas condições ressonantes e o ganho de energia limitado a uma única região de aceleração. A demanda sobre a homogeneidade do campo magnético torna-se mais grave em altas energias considerando o número de órbitas e seu aumento de comprimento médio. O microtron convencional teve pouca utilidade devido à exigência de altas energias para as principais aplicações como a radioterapia, produção de isótopos de meia vida curta e a produção de feixes de nêutrons rápidos (ROSANDER et al., 1982).

O *Racetrack* microtron foi sugerido por Schwinger (apud SCHIFF, 1946), poucos anos depois do princípio do microtron convencional ser apresentado por Veksler em 1944

(BRAHME, 1980). Os autores Brahme, Kraepelien e Svensson (1980) listaram as principais melhorias obtidas ao dividir o eletroímã de um microtron convencional em duas metades iguais, fazendo com que as órbitas sejam semelhantes a uma pista de corrida (*Racetrack*). São elas:

- (1) Um novo grau de liberdade é introduzido. Isso permite o uso de campos magnéticos mais intensos, resultando em um acelerador compacto e com maior energia dos elétrons acelerados.
- (2) A região livre de campo entre as metades de dois eletroímãs dá mais espaço para introdução da seção de aceleração, permitindo maior ganho de energia por volta do que é possível com uma cavidade única.
- (3) A focalização dos elétrons acelerados pode ser melhorada entre os eletroímãs com a introdução de quadrupolos (BRAHME, 1980; LOPES, 2005).

O desenvolvimento e as propriedades do *Racetrack* microtron foram discutidos em detalhe por Wiik e Wilson em 1970 (WIİK; WILSON, 1970; BRAHME, 1980).

2.5.1 Variações do microtron

O uso de um acelerador linear requer alta energia cinética de injeção, pois o acelerador linear é projetado para partículas que tenham uma determinada velocidade “ressonante”, ou seja, mesma velocidade de fase da micro-onda da estrutura aceleradora. Um erro no momento da entrada da partícula na estrutura de aceleração faz com que o ganho de energia fique diferente e, conseqüentemente, altera a velocidade de revolução do feixe, fazendo com que essa partícula, ao retornar à cavidade de aceleração, encontre a onda aceleradora na fase errada. Quanto maior for o acelerador, maior a probabilidade de ocorrer este tipo de erro e maiores são as limitações relativas à faixa de aceitação da velocidade (KASSAB, 1996). Para evitar esse tipo de erro são usados aceleradores lineares que funcionam como injetores ou pré-aceleradores.

A separação dos magnetos em duas partes gera campos de borda significativos que distorcem as órbitas e diminuem a estabilidade axial do feixe. Uma alternativa para solucionar a falta de focalização axial, existente na proposta de Schwinger, foi apresentada em 1967 por Babic e Sedlacek. Ela propõe diminuir o campo de borda com bobinas auxiliares paralelas às

bordas dos magnetos principais, com polaridade invertida à das bobinas principais. Isso pode ser feito com introdução de *clamps* (bobinas auxiliares) - (Figura 11 e Figura 12) - nas bordas dos setores magnéticos, criando campos reversos ao campo principal. A partir de então, todos os *racetrack* microtrons que foram construídos usam os *clamps*. Há uma curta distância entre os polos auxiliares e o magneto principal, no entanto, aparece uma alta densidade de fluxo magnético no polo auxiliar devido ao escapamento do fluxo magnético do polo principal (BRAHME, 1980; ROSANDER et al., 1982).

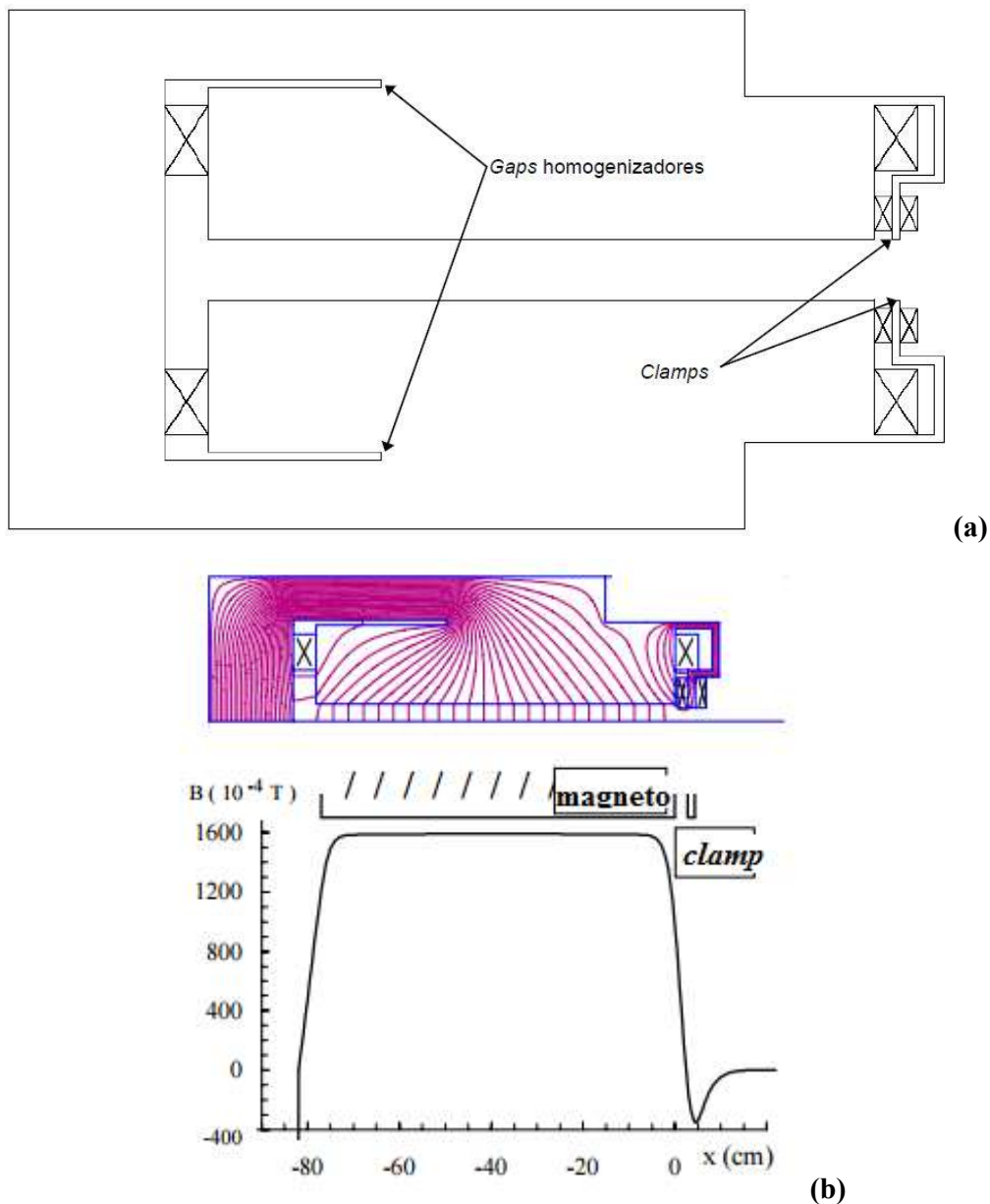


Figura 11 – (a) Projeto do magneto principal do microtron da USP com as bobinas principais e auxiliares ou *clamps* e (b) a distribuição do campo magnético.

Fonte: Lopes (2005).

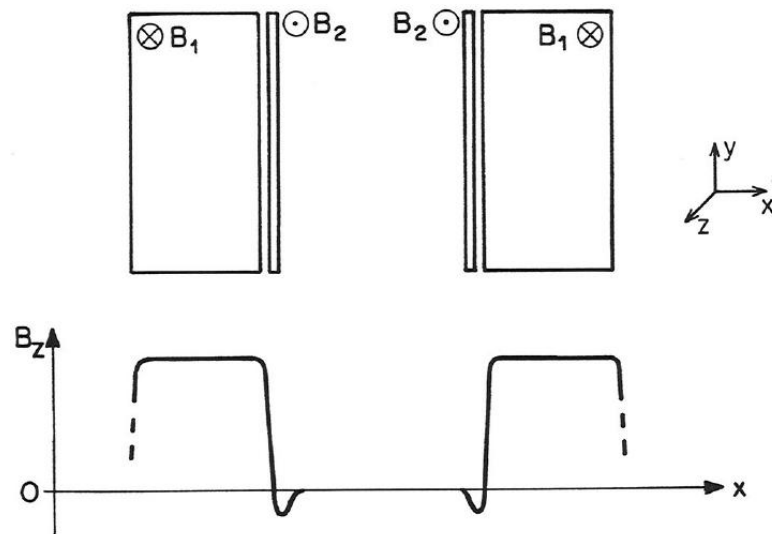


Figura 12 - Desenho esquemático demonstrando os *clamps* e o campo magnético resultante
Fonte: Kassab (1996).

Em 1957 Morz e Roberts propuseram uma nova configuração do *racetrack* microtron formado por quatro setores magnéticos, cujas bordas formam ângulos de 45° . Essa configuração fornece focalização ao feixe, solucionando o problema presente na proposta de Schwinger (Figura 13) (KASSAB, 1946).

Roberts, em 1958, publicou um artigo no qual sugeria um modelo de acelerador tipo microtron para prótons ou elétrons para energias na ordem de GeV. Neste modelo é necessário um acelerador do tipo ciclotron para injetar as partículas com energias em torno de 500 MeV. O resultado é um acelerador final que usa uma RF e um campo magnético fixos, que pode ser projetado em duas ou mais fases, cada uma usando um *linac* (Figura 14). Um feixe inteiro pode ser extraído com alta energia e facilidade, desde que as órbitas do microtron sejam discretas e bem separadas. O raio da primeira órbita é definido não pela injeção de alta energia exigida, mas pela exigência geométrica do comprimento do *linac*. O *design* é em alguns aspectos simplificado e a energia final é limitada apenas pelo custo do eletroímã e pelas perdas de energia (ROBERTS, 1958).

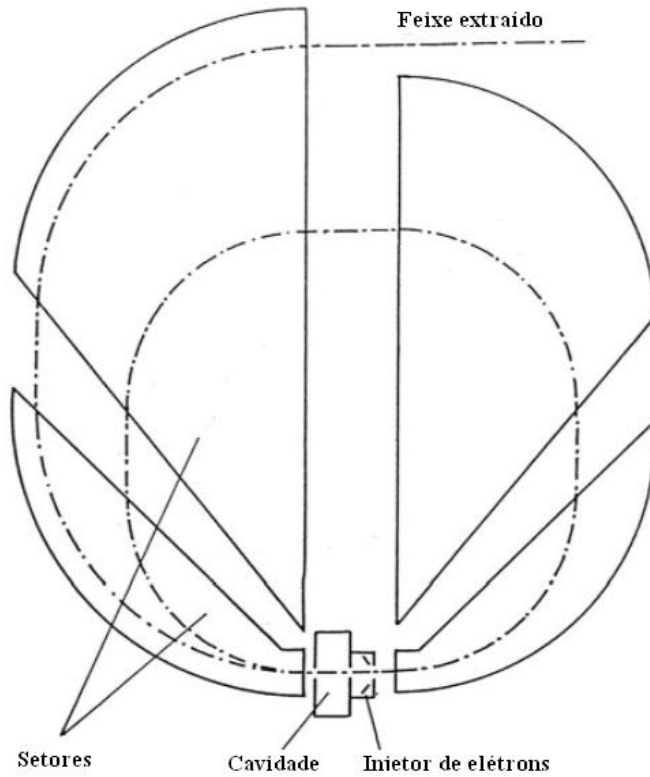


Figura 13 - Projeto inicial do microtron de quatro setores
 Fonte: Redhead (2003).

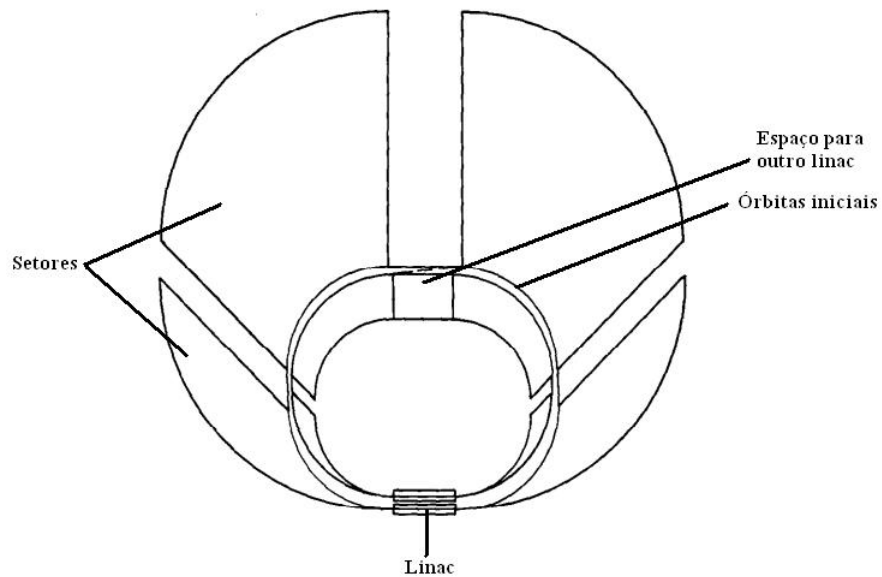


Figura 14 - Modelos de microtron proposto por Roberts em 1958
 Fonte: Roberts (1958).

Para Roberts (1958), grande parte das imperfeições dos aceleradores é exclusiva das órbitas e de órbita para órbita. Em outros aceleradores, um erro no campo afeta, quase sempre,

um grande número de órbitas consecutivas. A existência de órbitas bem definidas e espaçadas aumenta a possibilidade de controle das mesmas e do campo. Isto é impossível em máquinas com órbitas muito próximas e que possuem erros de trajetórias que são comuns a essas órbitas.

Redhead (2003) descreve uma variação do microtron na qual as peças dos polos podem ser movidas durante a operação, permitindo a variação do comprimento e do espaço entre setores. Essa alteração gera uma modificação nos campos de borda, fornecendo focalização ao feixe. O campo magnético dentro dos quatro setores é uniforme. A alteração nos setores permite obter uma condição de ressonância para qualquer ganho de energia. O modelo construído foi projetado para acelerar feixes em oito voltas, mas inicialmente apenas sete voltas foram conseguidas e uma energia final de 5 MeV.

A Figura 15 é uma ilustração do microtron mostrando os polos magnéticos (setores) móveis dentro da câmara de vácuo. Este equipamento foi montado nos Estados Unidos e, mais tarde, transferido para a Índia (REDHEAD, 2003).

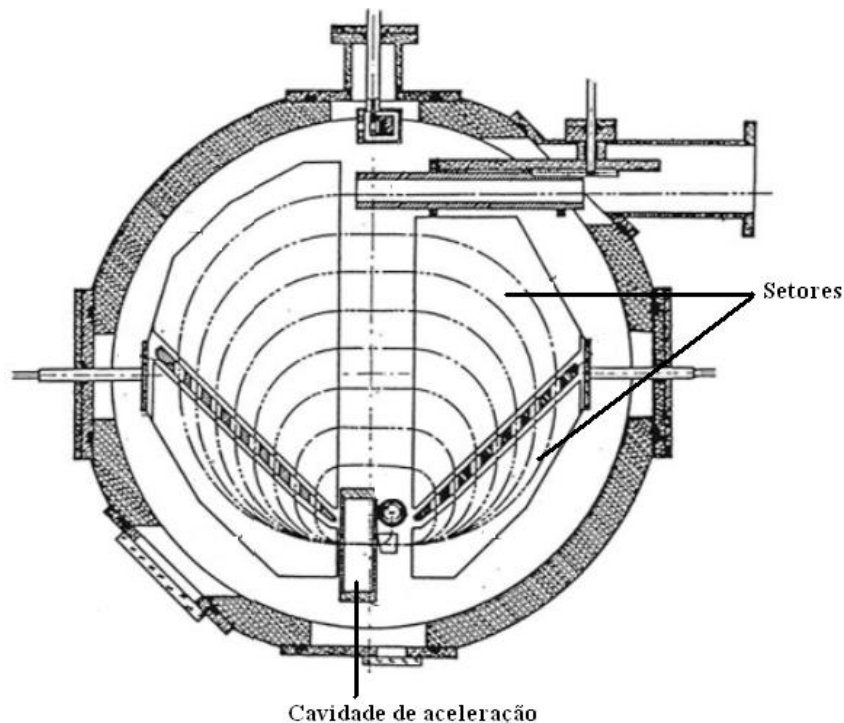


Figura 15 - Diagrama do microtron de oito órbitas com setores móveis
Fonte: Redhead (2003).

2.5.2 Microtron do IFUSP

Para exemplificar, neste tópico são apresentadas as principais características do microtron construído no Laboratório do Acelerador Linear (LAL) no Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP). Trata-se de um acelerador recircular do tipo microtron *racetrack* de onda contínua e energia máxima de extração do feixe de aproximadamente 38 MeV (LOPES, 2005; MALAFRONTTE, 2008). A construção do equipamento teve início em 1985 com o objetivo de substituir o acelerador linear MKII e dar continuidade às pesquisas iniciadas com o primeiro acelerador do país, um Betatron, em 1951 (MICROTON, 2016; KASSAB; TAKAHASHI, 1998).

A Tabela 2 apresenta as características principais do acelerador microtron completo. Este acelerador é formado por seis sistemas: injeção, aceleração, micro-ondas, controle, vácuo e refrigeração. O sistema de injeção é formado por um canhão de elétrons e por um sistema de lentes magnéticas e monitores de posição para transporte do feixe. A aceleração é dividida em três estágios: (1) o acelerador linear com duas estruturas de 1,00 m e de 1,48 m que funcionam como pré-acelerador; (2) o microtron *booster* (Figura 16), formado por uma estrutura aceleradora de 0,78 m de comprimento e ímãs de deflexão posicionados na extremidade da estrutura com indução magnética de 0,1020 T. Esta estrutura tem como objetivo elevar a energia do feixe até o terceiro estágio; e (3) o microtron principal, composto por uma estrutura aceleradora de 1,00 m de comprimento e dois ímãs de deflexão com indução magnética de 0,1600 T. Nesta etapa, o feixe é acelerado até 38 MeV. A Figura 17 mostra uma ilustração do projeto do acelerador da USP no LAL (KASSAB, 1996; LOPES, 2005; MALAFRONTTE, 2008).

O sistema de micro-ondas é responsável pela alimentação das quatro estruturas aceleradoras e é composto por uma fonte de 50 kW. O sistema de controle é responsável por gerenciar todos os sistemas do acelerador. O sistema de vácuo mantém a pressão na ordem de 10^{-4} Pa. O sistema de refrigeração retira parte da potência dissipada nas estruturas aceleradoras e nos eletroímãs (KASSAB, 1946).

Como mostrado na Figura 18, o microtron principal é formado por seis famílias de eletroímãs dipolares. São eles: magnetos de extração do segundo estágio e inserção no microtron principal (1A/1B); magnetos principais do microtron (2A/2B); *steerings* de correção horizontal (3A/3B); os magnetos de extração I e II (4/5) e de inserção na linha principal (6) (LOPES, 2005).

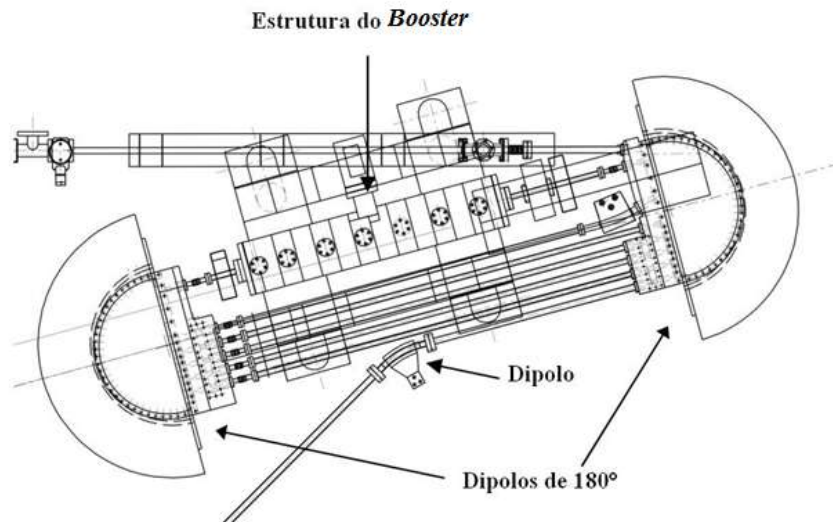


Figura 16 - Projeto do microtron *booster*
Fonte: Malafronte (2008).

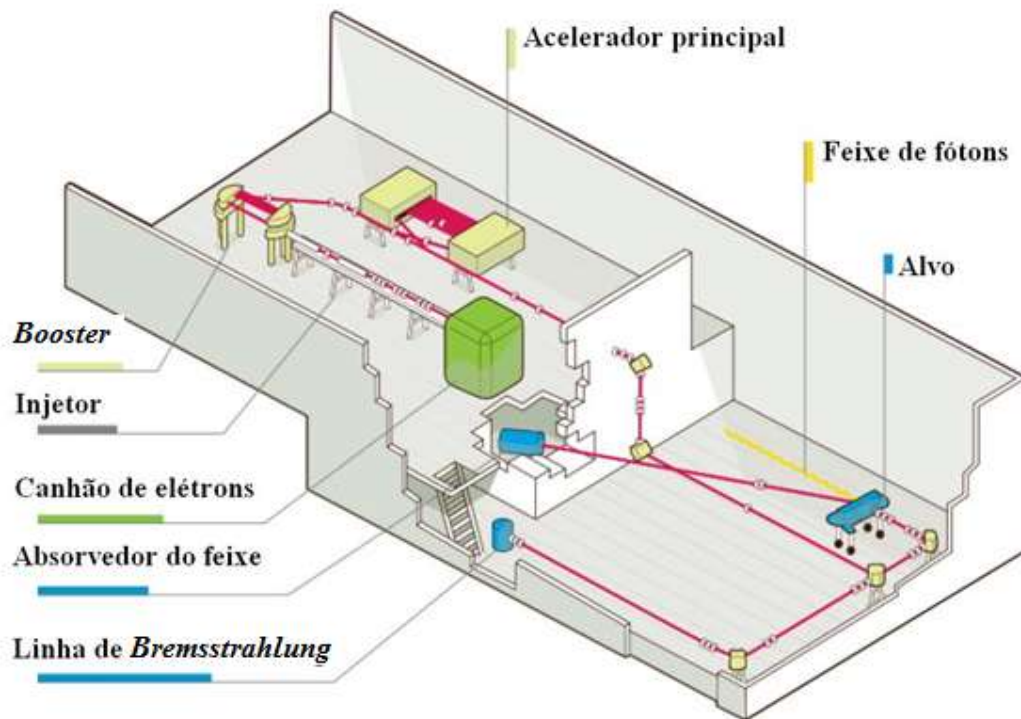


Figura 17 - Esquema ilustrativo do acelerador microtron do LAL da USP
Fonte: Lopes (2005).

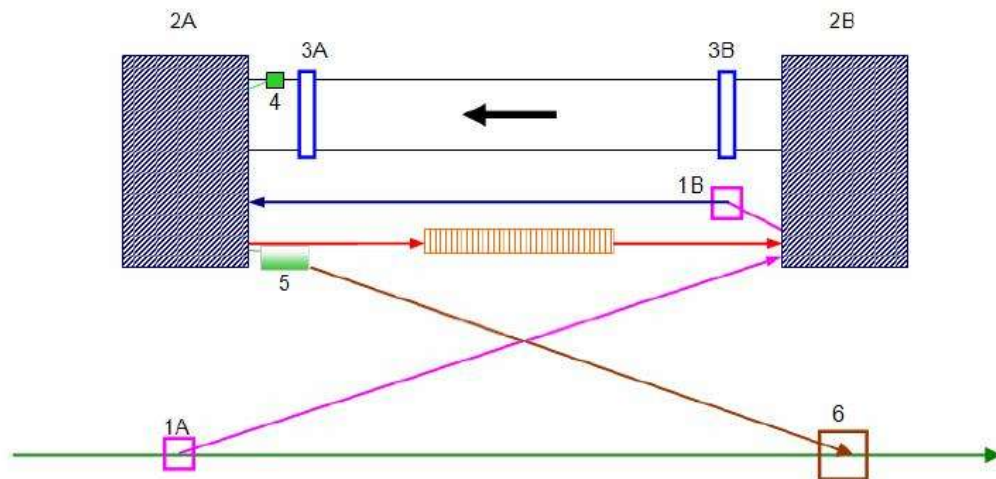


Figura 18 - Magnetos que compõem o microtron principal
Fonte: Lopes (2005).

Tabela 2 - Características principais do microtron da USP

Canhão de elétrons		
Energia de saída	100 KeV ($\pm 0,1\%$)	
Corrente	2,0 mA	
Diâmetro do feixe	< 2,0 mm	
Emitância transversal	2,3 π mm-mrad	
Injetor	Captura	Pré-acelerador
Energia de entrada (MeV)	0,1	0,85
Energia de saída (MeV)	0,85	1,8
Dispersão em energia (KeV)	$\pm 2,7$	$\pm 2,3$
Diâmetro do feixe (mm)	2,4	2,6
Potência de RF (kW)	9,0	9,0
Booster		
Energia de entrada	1,765 MeV	
Energia de saída	4,94 MeV	
Corrente	50 μ A	
Potência de RF	7,0 kW	
Ganho de energia por volta	0,63 MeV	
Número de voltas	5	
Comprimento de seção	0,78 m	
Campo magnético	0,0986 T	
Raio da primeira órbita	7,6 cm	
Raio da última órbita	18,2 cm	
Acelerador principal		
Energia de entrada	4,94 MeV	
Energia de saída	38 MeV	
Corrente máxima	50 μ A	
Ganho de energia por volta	0,93 MeV	
Número de voltas	43	
Comprimento de seção	1,04 m	
Potência de RF	13,0 kW	
Campo magnético	0,1587 T	
Raio da primeira órbita	11,5 cm	
Raio da última órbita	68,6 cm	
Características finais		
Energia máxima	31 a 38 MeV ($\pm 0,1\%$)	
Corrente máxima	50 μ A	
Diâmetro do feixe	< 2,0 mm	
Emitância transversal	1,9 mm-rad	

Fonte: Lopes (2005) e Malafronte (2008).

O último modelo de eletroímã principal analisado foi apresentado por Lopes em 2005. Em seu projeto, o magneto apresenta modificação dos “*gaps* homogeneizadores”, que

melhoram a uniformidade e distribuição do campo magnético nas faces polares. Além disso, foram adotadas faces polares não paralelas. Neste trabalho, Lopes (2005) faz uma comparação com o magneto projetado anteriormente por Kassab (2009) através das Figuras 11 e 19. Para minimizar os campos de borda são usados *clamps*, bobinas auxiliares com campos reversos que minimizam a integral de campo ao longo da trajetória das partículas. Uma pequena região de campo negativo é introduzida na borda do eletroímã principal. Dessa forma, a soma da área negativa com a área do campo de borda do eletroímã se anulam, aproximando da distribuição ideal (KASSAB et al., 1999; LOPES, 2005). Essa alteração é mostrada na Figura 20.

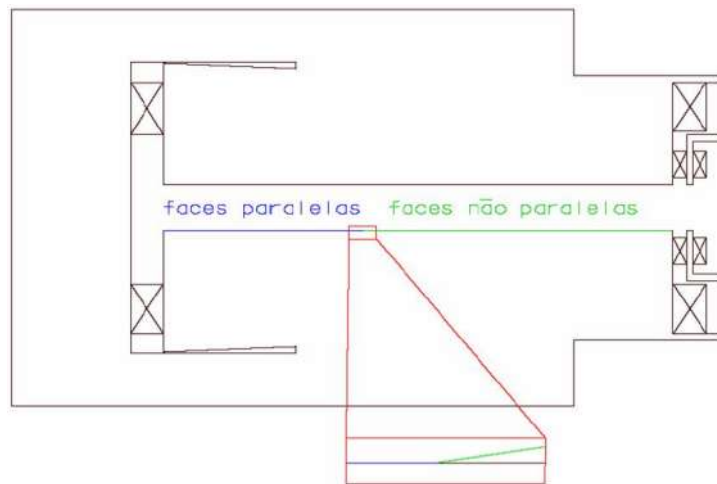


Figura 19 - Modelo do novo magneto apresentado por Lopes (2005)

Fonte: Lopes (2005).

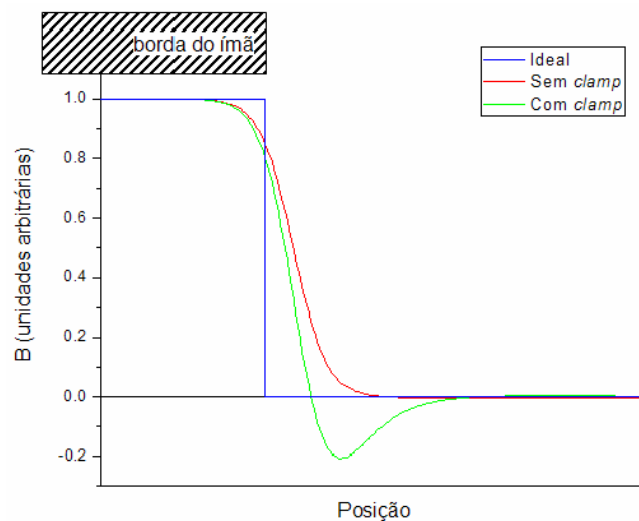


Figura 20 - Distribuição do campo magnético ideal, sem o *clamp* e com o *clamp*

Fonte: Lopes (2005).

2.6 TERAPIA COM PRÓTONS

O câncer representa atualmente um grande problema de saúde pública para vários países. Segundo dados do projeto Globocan de 2012, da Organização Mundial da Saúde (OMS), houve 14,1 milhões de casos novos de câncer e um total de 8,2 milhões de mortes por câncer em todo o mundo no ano de 2012. Em 2030, é esperado que esses números aumentem para 21,4 milhões de casos novos de câncer e 13,2 milhões de mortes por câncer. No Brasil, a estimativa para o biênio de 2016-2017 é de aproximadamente 600 mil casos novos de câncer. O câncer de pele do tipo não melanoma (180 mil casos novos) será o mais incidente na população brasileira, seguido pelos tumores de próstata (61 mil), mama feminina (58 mil) (INCA, 2014).

É necessário, portanto, um controle terapêutico efetivo desta doença, procurando minimizar, da melhor forma possível, os efeitos deletérios (físicos e morais) da terapia. A radioterapia com prótons é uma técnica eficaz no tratamento e controle do câncer, embora não exista na maioria dos países. O baixo número de centros especializados neste tipo de tratamento é devido ao alto custo de implantação e manutenção dos aceleradores. A Figura 21 apresenta um gráfico do número de pessoas tratadas com prótons e íons-carbono de 2002 a 2014. A Tabela 1 do Anexo A mostra os centros de tratamentos com prótons e íons pesados instalados em todo o mundo até o ano de 2014.

Um das aplicações de destaque da radioterapia com prótons é o tratamento de neoplasias oculares, principalmente o melanoma uveal. Nos casos tratados com prótons, a preservação dos olhos e das estruturas sensíveis (nervo óptico, córnea, lente, retina e cristalino) foi possível em 90% a 95% dos casos, sendo que em cerca de 50% dos casos a visão útil foi mantida (CHRISTÓVÃO e CAMPOS, 2010).

A terapia com prótons foi descoberta em 1946 por Robert Wilson, mas sua aplicação só teve início após o aprimoramento das técnicas de diagnóstico por imagem, como a tomografia computadorizada, a ressonância magnética nuclear e a tomografia por emissão de pósitrons (PET). Com essas técnicas é possível determinar com precisão e exatidão a localização do tumor (CARUSO; CARVALHO; SANTORO, 2000). Os primeiros estudos foram realizados durante as décadas de 1950 e 1960 em cinco centros construídos para fins de pesquisa e tratamento. São eles: Berkeley (EUA), Uppsala (Suécia), Havard (EUA), Dubna (Rússia) e Moscou (Rússia) (BONNETT, 1993).

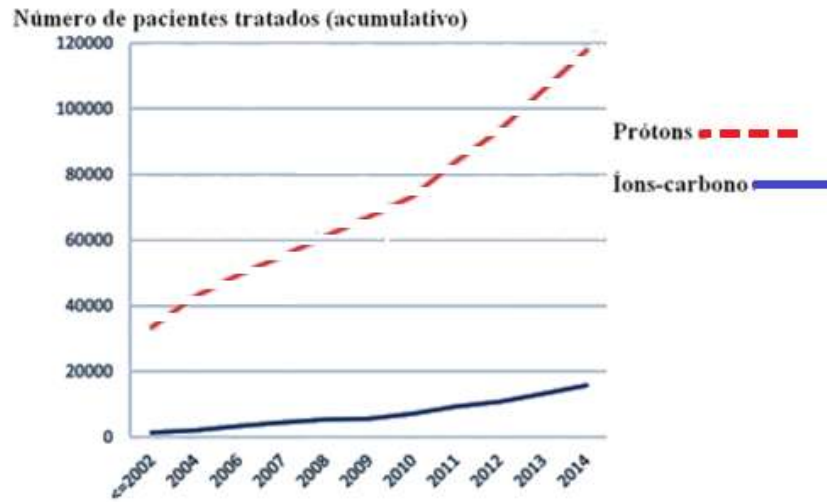


Figura 21 - Pacientes tratados com prótons e íons-carbono no mundo
Fonte: Jermann (2014).

A técnica de tratamento é baseada nas propriedades específicas da relação de deposição de dose por prótons energéticos no tecido biológico. Os prótons possuem capacidade de fornecer doses elevadas de radiação ionizante em tumores em profundidade, sem ser necessário exceder a dose anterior e posterior ao tumor, minimizando a exposição dos tecidos saudáveis próximos (SMITH, 2006).

Prótons e íons pesados apresentam processos de interação com a matéria diferente da radiação eletromagnética como Raios-X, Raios- γ , nêutrons e elétrons. A radiação eletromagnética, os nêutrons e os elétrons interagem com a matéria de forma que a intensidade do feixe decai exponencialmente com a profundidade, não tendo um alcance finito e com um desvio lateral muito grande (WIESZCZYCKA; SCHARF, 2001). Os prótons perdem sua energia principalmente por interações Coulombianas com os elétrons (efeito dominante) e com o núcleo dos átomos do meio. Devido à sua grande massa, se comparada à dos elétrons, essas partículas perdem pequena parte de sua energia em interações Coulombianas e em seguida são defletidas em pequenos ângulos. Conseqüentemente, os prótons percorrem um caminho aproximadamente retilíneo ao longo do meio, mantendo, assim, um feixe com aspecto mais estreito. As colisões elásticas com maior ângulo de deflexão ocorrem nas interações dos prótons com núcleos de massa equivalente ou maior e são perdidos na interação após gerar radiações secundárias que podem ser prótons, nêutrons, elétrons, beta e gama (CHRISTÓVÃO, 2010).

Quando a partícula carregada se move através da matéria, ela ioniza átomos do material e deposita parte de sua energia na forma de dose absorvida ao longo do seu caminho.

A energia perdida na parte inicial do percurso é pequena e constante até a proximidade do alcance final do feixe, em que ocorre a máxima interação com os elétrons orbitais. O pico de Bragg (Figura 22) ocorre antes que a partícula entre em repouso. Nessa região, os prótons perdem a maior parte de sua energia cinética e, conseqüentemente, reduzem sua velocidade a zero. Isso ocorre devido à interação Coulombiana com os elétrons e também com os núcleos dos átomos do material. A região inicial da curva de dose por profundidade de prótons, antes do Pico de Bragg, representa um valor de 20% a 30% da dose máxima. A deflexão da curva é muito pequena no início, quando comparada aos elétrons, em função da diferença de massa das duas partículas. O Pico de Bragg ocorre porque a seção de choque de interação com o próton aumenta à medida que a energia e a velocidade das partículas diminuem, o que ocorre no fim do percurso da partícula. Os prótons são acelerados a energias suficientes para que o Pico de Bragg ocorra na região do tumor e, logo, a máxima energia do feixe seja depositada no volume alvo determinado, ou seja, a energia de incidência das partículas determina qual a profundidade atingida pelo feixe de prótons e como sua energia será depositada ao longo do percurso (CHRISTÓVÃO, 2010; PTCOG, 2010; WIESZCZYCKA; SCHARF, 2001).

As energias de prótons utilizadas variam de 60 MeV, para tumores oculares, a 250 MeV, para tumores profundos. Um feixe de prótons de 60 MeV é capaz de proporcionar um pico de Bragg de 3 cm em profundidade, o que é adequado para o tratamento de tumores oculares (BRAGA, 2008).

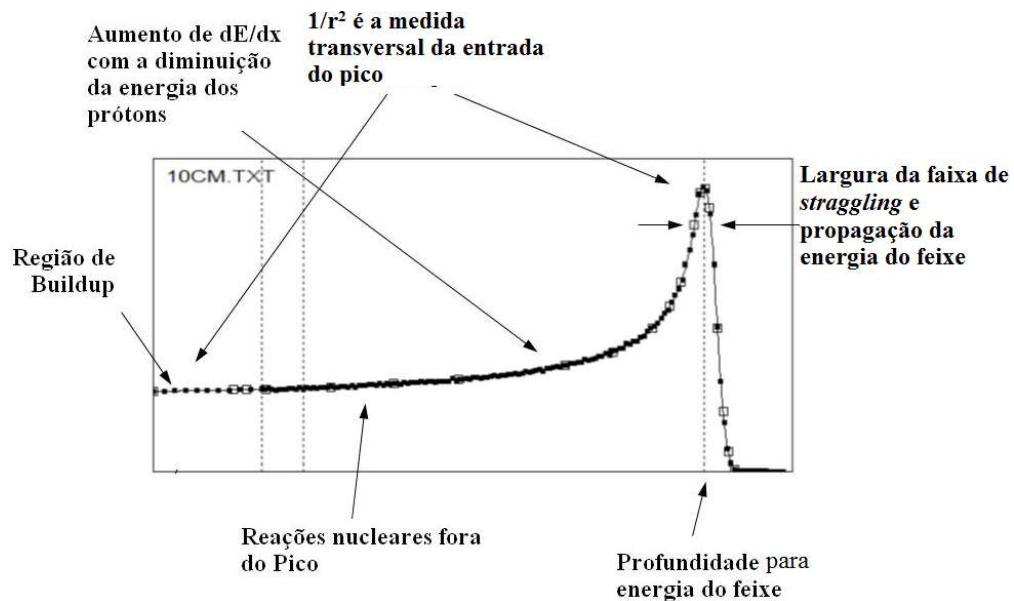


Figura 22 - Pico de Bragg, análise e interpretação da interação dos prótons em cada etapa

Fonte: Jermann (2015).

2.7 CST – COMPUTER SIMULATION TECHNOLOGY

O CST STUDIO® 3D 2015 é um *software* de simulações eletromagnéticas que fornece imagens 3D da trajetória de partículas carregadas em campos eletromagnéticos pré-definidos. O programa é resultado de muitos anos de pesquisa e desenvolvimento de soluções computacionais para projetos eletromagnéticos feito pelo grupo CST (CST, 2015).

O *software* é composto por ferramentas para desenvolvimento de projetos com base CAD (*Computer Aided Design*) e para otimização de dispositivos que operam em uma ampla gama de frequências estáticas e ópticas. As simulações podem incluir análises de efeitos térmicos e mecânicos, bem como a simulação de circuitos (CST, 2015).

O grupo CST oferece uma versão de estudante (SUITE® *Student Edition*) desenvolvida para apresentar as simulações eletromagnéticas como aprendizado, facilitando o entendimento das equações de Maxwell. Essa edição possui custo reduzido, se comparado às versões completas, e algumas restrições de solucionadores, bem como uma análise de malha reduzida. Ela inclui solucionadores eletrostáticos e térmicos, de domínio de frequência e tempo. A versão de estudante também oferece exemplos de simulações que são cotidianas nos livros e problemas apresentados nos estudos de teoria eletromagnética (CST, 2015).

O *software* apresenta algumas soluções específicas para o tema em questão, aceleradores. Um acelerador de partículas típico consiste de um número de partes distintas, como fontes de partículas, câmaras de aceleração, bobinas de focalização e colimadores que trabalham em conjunto para produzir um feixe com as características desejadas.

Essas estruturas podem ser projetadas e analisadas separadamente ou em conjunto pelos solucionadores, que incluem problemas eletrostáticos e de baixa frequência (*Statics and Low Frequency Electromechanical* no CST EMS® 3D 2015)

Depois de projetados esses componentes é possível simular o comportamento das partículas em campos EM gerados por eles no CST PS® 3D 2015, em baixas velocidades ou em velocidades próximas à da luz.

Nesta pesquisa são apresentadas simulações feitas no CST STUDIO® 3D nas versões 2010 e 2015, sendo que a primeira compôs a metodologia da dissertação que precedeu esta tese (RABELO, 2012).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 RESOLUÇÃO ANALÍTICA PARA ACELERAÇÃO LINEAR E CIRCULAR DOS PRÓTONS

O dispositivo SCA é composto de duas regiões principais: (i) circulação, na qual existe um campo magnético uniforme \vec{B} que impõe a circulação do próton; e, (ii) aceleração, na qual está presente um campo elétrico \vec{E} uniforme, conforme mostra a ilustração da Figura 23. Essas regiões são acopladas e distintas. Considerou-se um feixe de prótons de carga q_p e massa em repouso m_o , pré-acelerado a uma energia inicial E_o igual a 15 MeV. Este feixe passa várias vezes pela região de aceleração para atingir sua energia cinética final de 64 MeV. Cada vez que o feixe de prótons sai da unidade de aceleração ele é defletido pelo campo magnético \vec{B} constante na região de circulação e retorna à mesma posição inicial.

O feixe de prótons entra na estrutura de aceleração com uma velocidade inicial v_o e percorre a mesma em um tempo t_d . Ao sair, com uma velocidade v_f , o feixe retorna ao ponto inicial após completar uma volta circular de raio R em um tempo t_f (tempo fora da região de aceleração), conforme ilustra a Figura 23. Sempre que a partícula com carga completar uma volta e passar pela região de aceleração, sua energia cinética aumentará, e conseqüentemente, maior será o raio R na região de circulação. Assim, quanto maior a velocidade e energia cinética da partícula, maior o raio R da curvatura até atingir 64 MeV.

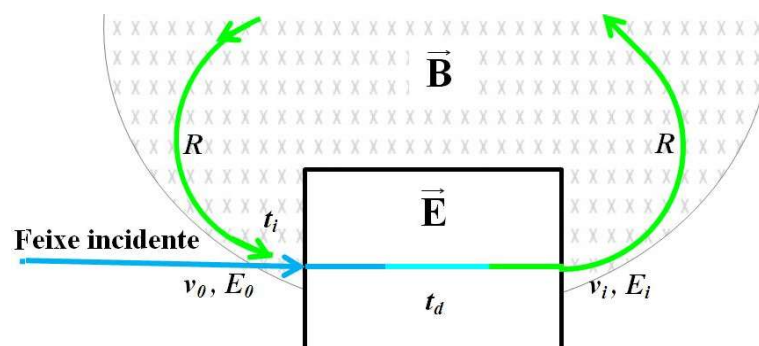


Figura 23 - Ilustração da estrutura básica de aceleração e circulação dos prótons.

Fonte: elaboração da autora.

Equações que descrevem o movimento da partícula nas duas regiões serão apresentadas, observando correções relativísticas.

3.1.1 Região de circulação

Considerando que a velocidade v está perpendicular ao campo magnético B , a partícula evoluirá para uma trajetória circular, recebendo uma força centrípeta. O módulo da força atuante na partícula pode ser descrito pela Equação de *Lorentz*:

$$F = q_p B v \quad (2)$$

em que B e v são os módulos do campo magnético e velocidade da partícula, perpendiculares entre si, e q_p é a carga da partícula. Sabe-se que o módulo da aceleração a é fornecido pela relação:

$$a = \frac{v^2}{R} \quad (3)$$

Logo, é possível calcular o raio R da trajetória do próton na região de circulação, a cada volta, aplicando a Equação (3) em (2). O valor do raio R de cada órbita i será avaliado por:

$$R^i = \frac{p^i}{q_p B} \quad (4)$$

Foi considerado i como sendo cada órbita descrita pelo feixe ($i = 1, \dots, n$) com uma velocidade e energia distinta, e p é o modulo do momento linear relativístico da partícula, equivalente a mv , onde m é a massa relativística ($m = m_0 \cdot \gamma$). Em termos de energia cinética da partícula em cada órbita i , dito E_k^i , e para p não relativístico, é obtido o módulo do momento linear p de cada órbita i , como:

$$p^i = \sqrt{2m_0 E_c^i} \quad (5)$$

em que m_0 é a massa em repouso da partícula. Por sua vez, o módulo do momento linear relativístico p_r^i pode ser encontrado pela Equação (6):

$$p_r^i = \frac{1}{c} \sqrt{E_c^{i2} + 2E_c^i m_0 c^2} \quad (6)$$

Substituindo a Equação (5) em (4) ou (6) em (4), obtém-se o raio do movimento circular, levando em consideração a mecânica clássica R^i , ou relativística R_r^i , tal que:

$$R^i = \frac{\sqrt{2m_p E_c^i}}{q_p B} \text{ ou } R_r^i = \frac{p_r^i}{q_p B} \quad (7)$$

3.1.2 Região de aceleração

Na região de aceleração, adotou-se uma diferença de potencial V e um campo elétrico E constante. A energia cinética da partícula no início da região de aceleração é avaliada como:

$$E_c = \frac{1}{2} m_0 v^2 \quad (8)$$

sendo a energia cinética inicial E_c^i da partícula incidente igual a 15 MeV, cada vez que o próton passar pela região de aceleração receberá energia de $q_p \Delta V$ em Joules, em adição à sua energia cinética, em MeV, assim expressa:

$$E_c^i = q_p \Delta V \quad (9)$$

Para calcular a velocidade não relativística v da partícula a cada volta, aplica-se a seguinte expressão:

$$v^i = \frac{\sqrt{2m_0E_c^i}}{m_0} \quad (10)$$

Por sua vez, a velocidade relativística v_r^i pode ser calculada pela Equação (11). (RABELO, 2012). Em que p_r^i é o momento linear relativístico e pode ser substituído pela Equação (6),

$$v_r^i = \frac{p_r^i c}{\sqrt{m_0^2 c^2 + p_r^{i2}}} \quad (11)$$

sendo que c é a velocidade da luz aproximadamente 3×10^8 m/s.

Para conhecer o tempo total t^i necessário para que a partícula complete o percurso/órbita nas regiões, basta somar os dois tempos, dentro da região de aceleração (t_d) e o tempo na região de circulação (t_f), tal que:

$$t^i = t_d^i + t_f^i \quad (12)$$

Para uma aceleração a constante dependente apenas de um campo elétrico constante (capacitivo), a velocidade v na estrutura de aceleração dependerá da velocidade inicial v_0 e da aceleração a da partícula, tal que,

$$v = v_0 + at \quad (13)$$

sabendo que:

$$m(v - v_0) = p - p_0 \quad (14)$$

em que p é o momento linear da partícula. Têm-se:

$$t_d^i = \frac{p^i - p_0}{\frac{V_e}{a}} \quad (15)$$

em que d é a distância percorrida no *gap* central. O tempo de circulação é fornecido por:

$$t_f^i = \frac{2\pi R - d}{v^i} \quad (16)$$

em que $2\pi R$ representa o movimento circular nos “Dês”, v_r^i é a velocidade relativística na região de circulação, e R^i é raio da trajetória. A distância d é subtraída, pois o tempo de aceleração e o tempo no *gap* central são calculados separadamente. Logo, pode-se calcular o tempo total t^i necessário para a partícula percorrer uma trajetória completa de raio R^i , substituindo os resultados das Equações (16) e (15) na Equação (12).

Na Tabela 3 são apresentadas as condições envolvidas na aceleração e circulação de partículas, adequadas à metodologia proposta.

Tabela 3 - Condições envolvidas na aceleração e circulação de partículas.

Região de circulação	Campo magnético	3 T
Região de aceleração	Distância entre eletrodos	0,2 m
	Diferença de potencial entre eletrodos	300 kV
Característica do Feixe	Energia inicial	15 MeV
	Energia final	64 MeV
	Massa do próton	$1,67 \times 10^{-27}$ kg
	Carga do próton	$1,6 \times 10^{-19}$ C

Fonte: elaboração da autora.

3.1.3 Definição do modelo do SCA

Como visto no capítulo anterior, para que a partícula seja acelerada, a frequência de oscilação do campo elétrico deve ser igual à frequência de circulação da partícula em cada órbita (ressonância/sincronismo). Seguindo a ideia básica esquematizada na Figura 23, a

exigência dos aceleradores cíclicos não será atendida. Cada vez que a partícula retornar à cavidade de aceleração não conseguirá entrar na posição correta devido ao tamanho, formato e posicionamento da estrutura de aceleração. Além disso, a partícula encontrará um erro de fase devido ao tempo de circulação que varia com o aumento da massa relativística e a velocidade do próton.

Neste projeto, a região de aceleração foi definida em um formato cilíndrico, ocupando uma região retangular na fase tangencial ao movimento circular das partículas; logo, todas as partículas (de menor e maior energia) percorrem a mesma distância dentro da região de aceleração. As partículas gastam tempos diferentes de percurso dentro da estrutura de aceleração. As partículas de maior energia percorrem a estrutura de aceleração em um tempo menor e saem adiantadas às de menor energia. Consequentemente, elas se adiantarão para entrar na estrutura de aceleração. Essa diferença de tempo de percurso entre as órbitas representa a falta de sincronismo do acelerador, pois o período de circulação do feixe de prótons não é fixo para todas as energias.

Como solução, a proposta inicial é “compensar” essa diferença de tempo fazendo com que as partículas percorram a trajetória circular completa com um mesmo tempo em todas as órbitas. Essa “compensação” consiste em aumentar o tempo de percurso da partícula na região de circulação com o aumento da trajetória, através de intervalos lineares acoplados ao movimento circular da partícula. Este aumento é feito com a introdução de regiões com o campo magnético fraco ou nulo. Assim, as partículas nas órbitas de maior energia terão um trajeto maior a percorrer até retornarem à estrutura de aceleração.

O ajuste do campo magnético foi feito em simulações no CST PS® 3D 2015, em dois métodos diferentes que podem ser comparados: (i) introdução de uma bobina para induzir um campo magnético contrário ao principal e, (ii) inserção de um material com condutividade elétrica diferente do material principal que desviará as linhas de campo magnético.

O tempo para o feixe atravessar a estrutura de aceleração pôde ser calculado e simulado no código CST PS® 3D 2015, que leva em consideração um sistema real de aceleração (RABELO, 2012).

Primeiro o magneto circular foi dividido ao meio em duas regiões iguais com formato de “Dê”, afastados a mesma distância do comprimento da estrutura de aceleração. Essa região entre os “Dês” passa a ser chamada de *gap* central (Figura 24).

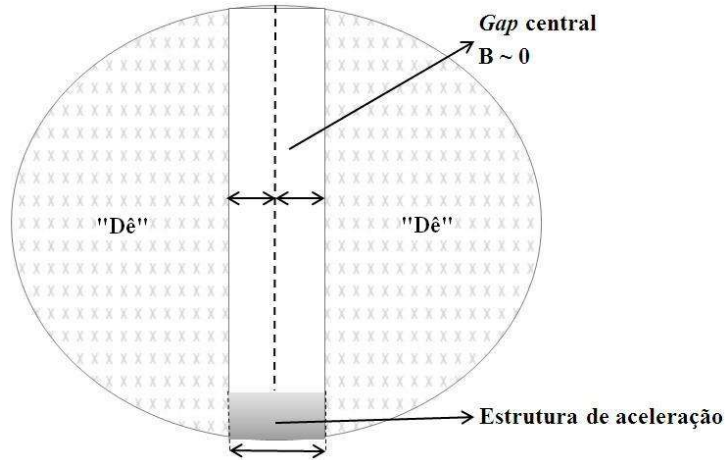


Figura 24 - Esquema ilustrativo do *gap* central e dos "Dês"

Fonte: elaboração da autora.

Cada "Dê" é composto por duas regiões: uma em que o campo magnético está presente e outra em que ele é reduzido, se aproximando de zero em alguns pontos (Figura 25) – região definida como *gap* lateral. Ambos os *gaps*, central e lateral, têm como objetivo aumentar o percurso do feixe através da variação do aumento do trajeto e variação do campo magnético, como mostra a Figura 26.

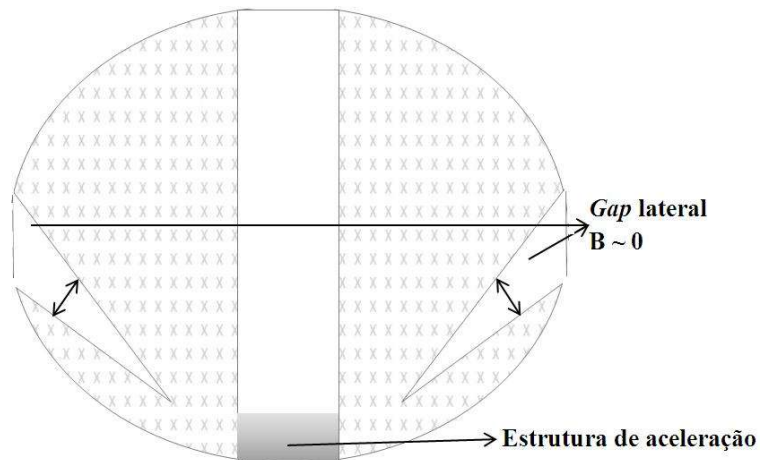


Figura 25 - Esquema ilustrativo do *gap* lateral

Fonte: elaboração da autora.

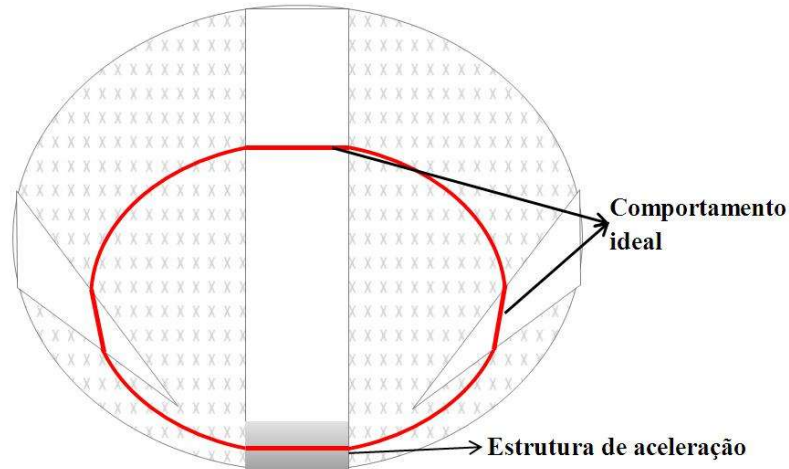


Figura 26 – Esquema ilustrativo da circulação do feixe de prótons.

Fonte: elaboração da autora.

Conhecendo os valores do raio com correções relativísticas, tempo de passagem do feixe pela região de aceleração e a velocidade da partícula para cada órbita, é possível calcular as dimensões do *gap* lateral, ou seja, distâncias a serem acrescidas na região de circulação para que os feixes tenham o mesmo tempo de percurso em todas as órbitas.

O tempo gasto pela partícula no *gap* t_{gap}^i central pode ser encontrado pela relação:

$$t_{gap}^i = \frac{L}{v^i} \quad (17)$$

em que L é a distância do *gap* central igual a 20 cm e v^i é a velocidade do feixe para cada órbita.

A partícula percorre inicialmente a estrutura de aceleração em um tempo t_a^i com uma velocidade v . Ao sair dessa região, ela entra na região de circulação em que existe um campo magnético constante e perpendicular a sua trajetória, descrevendo um movimento semicircular cujo comprimento da trajetória é πR no primeiro “Dê”. Em seguida, ela passa pelo *gap* central em uma trajetória linear no tempo dado pela Equação (17). E então, ela entra no segundo “Dê”, percorrendo novamente uma trajetória igual a πR até chegar ao ponto de partida (entrada na estrutura de aceleração).

As dimensões do *gap* lateral podem ser encontradas pela relação: *Tempo Total* = *Tempo de aceleração (dado pelo CST)* + *Tempo de circulação no 1º “Dê”* + *Tempo no gap central* + *Tempo de circulação no 2º “Dê”*, que pode ser simplificada como:

$$t^i = t_d^i + \frac{\pi R^i}{v^i} + t_{gap}^i + \frac{\pi R^i}{v^i} \quad (18)$$

em que t_d^i é o tempo necessário para atravessar a estrutura de aceleração, fornecido pelas simulações no CST.

Para saber qual seria a diferença de tempo entre as órbitas com feixe mais rápido e órbitas com o feixe mais lento, foi subtraído o tempo total de percurso das órbitas de maior energia do tempo total de percurso da primeira órbita de 15 MeV (t_d^i , onde $i = 1$).

$$\Delta t^i = (t_d^i - t_d^1) \quad (19)$$

Com os valores da variação de tempo entre as órbitas (Δt) é possível encontrar a distância adicional de cada órbita para que todas tenham o mesmo tempo de percurso no acelerador. A Equação (20) fornece a diferença de tempos (Δt) em termos de distância (Δx), tal que:

$$\Delta x^i = v \Delta t^i \quad (20)$$

Calculando o tempo total que o feixe de partículas gasta para percorrer a distância (Δx) e substituindo junto aos demais tempos na Equação (18), obtém-se o período de revolução do SCA para todas as órbitas.

$$t_{dx}^i = \frac{\Delta x^i}{v^i} \quad (21)$$

Com esses resultados é possível definir uma estrutura magnética capaz de sincronizar os períodos de circulação da partícula.

A equação do tempo total de percurso de cada órbita i passa a ser escrita como:

$$t^i = t_d^i + \frac{\pi R^i}{v^i} + t_{gap}^i + \frac{\pi R^i}{v^i} + t_{dx}^i \quad (22)$$

3.2 DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES DO CAMPO MAGNÉTICO PRINCIPAL

3.2.1 Campo magnético das bobinas principais

No SCA, o campo magnético presente no *gap* de circulação das partículas é gerado por duas bobinas paralelas que seguem o princípio das Bobinas de *Helmholtz*. As duas bobinas são separadas por uma distância d com o mesmo comprimento do raio R das bobinas, gerando, assim, o campo magnético uniforme no centro, conforme ilustra a Figura 27.

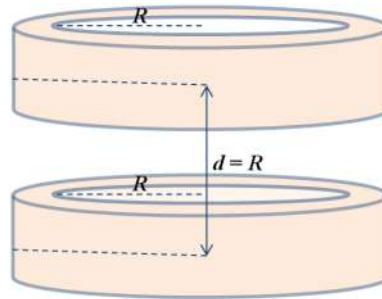


Figura 27 - Modelo ilustrativo das Bobinas de *Helmholtz*.

Fonte: elaboração da autora.

Devido ao afastamento do magneto principal, que forma os dois “Dês”, as bobinas assumem um formato elíptico. O cálculo do campo magnético é baseado na Equação (23),

$$\oint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = \mu_0 i \quad (23)$$

em que \mathbf{B} é o campo magnético gerado pelo condutor, μ_0 é a permeabilidade magnética do material do núcleo, i é a corrente que passa pelo condutor e $d\mathbf{l}$ representa o vetor elemento infinitesimal da trajetória do laço amperiano. O campo magnético definido varia empiricamente de acordo com as simulações e configurações de ajuste do campo, seguindo condições estabelecidas pelo *software*.

As dimensões das bobinas, números de espiras e corrente foram definidos, para estas simulações, a partir da Tabela AWG (*American Wire Gauge*) para fios esmaltados (BRAGA, 2014).

3.3 MAPEAMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO E CORREÇÕES

A eficácia da circulação do feixe de prótons ao sair da estrutura de aceleração e retornar à mesma depende do campo magnético. A ausência de uniformidade deste compromete o sincronismo das partículas e os campos de borda comprometem a focalização axial do feixe. Este é um grande problema nos aceleradores de alta energia.

Com o uso do CST[®] 3D 2015 é possível obter uma otimização aproximada do campo magnético no *gap* de circulação das partículas, lembrando que podem-se ter diversas falhas de ordem material e mecânica que impeçam a uniformidade do campo, falhas estas que não são consideradas nas simulações. Mesmo em um *software* mais específico, condições reais interferem no resultado e na geração de um campo magnético e testes experimentais sempre são necessários para se alcançar o modelo ideal.

Para ajustar o campo magnético, podem-se considerar idéias semelhantes às já adotadas em outros aceleradores – por exemplo, variação na altura dos eletroímãs; angulação das bordas magnéticas para compensar o desvio do feixe; e uso de placas de materiais dielétricos ou ímãs para gerar um campo magnético invertido – e, então, reduzir os efeitos dos campos de borda.

Esses ajustes podem ser feitos no CST PS[®] 3D 2015 experimentalmente após simulação das bobinas de indução e definição do material ideal.

3.3.1 Definição dos materiais e parâmetros de simulação

Os materiais definidos na simulação variam de acordo com a região do acelerador e com o objetivo final em relação ao feixe de prótons e campo magnético. Eles foram definidos pela biblioteca do *software* na aplicação CST PS[®] 3D 2015 para campo magnético estático.

As propriedades de cada um dos materiais variam conforme o tipo de problema a ser resolvido. Para as simulações realizadas foram considerados dois problemas diferentes: baixa frequência e “*default*”, que apresenta todas as opções de propriedades disponíveis para um material e é usado quando nenhum outro tipo é especificado. A seleção do tipo de problema influencia na reação da malha que será refinada para a aplicação usada.

Os materiais definidos no CST STUDIO são de quatro tipos diferentes:

- *Normal: são consideradas a permissividade relativa e a permeabilidade relativa do material, bem como a condutividade elétrica.
- *PEC: é um condutor elétrico perfeito definido na simulação na estrutura de aceleração. Em uma simulação magnética estática, esse material é considerado uma fronteira em que os campos serão avaliados apenas na superfície; já nas simulações para avaliação da trajetória das partículas ele pode ter um comportamento diferente na malha hexaédrica.
- *“*Lossy Metal*”: este tipo de material representa um bom condutor, não perfeito, em que campos elétricos podem penetrar uma camada de espessura fina.
- *Não Linear: quando estes materiais são definidos, a permeabilidade no interior do material tem que ser calculada.

Aconselha-se, para as simulações em questão, que as condições de contorno sejam definidas abertas se não houver interesse de interação com o espaço do lado. Nas simulações magnetostáticas os planos são definidos simétricos com ($E_t = 0$), em que E_t é o campo elétrico tangencial (parte do campo elétrico que se encontra na superfície), para os planos yz . O campo magnético gerado pela bobina não terá uma componente normal a este plano. A definição de planos é importante para reduzir o tempo computacional.

3.3.2 Definição de ímãs permanentes

A aplicação CST PS[®] 3D 2015 disponibiliza no solucionador magnético estático a definição de ímãs permanentes para materiais normais ou com coeficiente de permeabilidade próximo de 1 T.m/A.

3.3.3 Definição das propriedades das bobinas auxiliares

O objetivo das bobinas auxiliares é produzir um campo magnético suficiente para anular o campo presente no *gap* central, produzido pelas bobinas principais. A geometria e seus parâmetros foram definidos basicamente com os mesmos princípios de uma bobina

circular e a partir de resultados das simulações até chegar ao resultado ideal. Trata-se de duas bobinas retangulares que ocupam a região central do SCA.

3.4 MODELO DA ESTRUTURA DE ACELERAÇÃO

A estrutura de aceleração é composta por um tubo oco metálico aterrado e outro tubo interno que funciona como um *Drift-Tube*, no qual uma diferença de potencial de 300 kV é aplicada. As dimensões e a oscilação da RF foram definidas empiricamente nas simulações. A região também é analisada por simulações no CST PS[®] 3D 2015.

$$f = \frac{1}{T} \quad (24)$$

em que f é a frequência de oscilação do potencial elétrico e T é o período de revolução das partículas, baseado no feixe da primeira órbita (de 15 MeV).

Neste caso o período T representa o tempo para o feixe de prótons de 15 MeV completar a primeira volta no interior do acelerador e o tempo em que todas as demais órbitas deveram percorrer o interior do SCA após as correções do campo magnético. A partir deste valor e da Eq. (24) é definido a frequência de aceleração do SCA, ou seja, a frequência em que o campo elétrico irá oscilar na estrutura de aceleração para obter ganho de energia.

4 RESULTADOS

4.1 RESOLUÇÃO ANALÍTICA PARA ACELERAÇÃO DOS PRÓTONS

4.1.1 Circulação e aceleração dos prótons

Na Tabela 4 são apresentados os parâmetros físicos de movimento dos prótons, resultantes da aplicação de algumas das equações citadas no capítulo anterior e dados da Tabela 3. São eles: energia cinética (MeV), número de voltas, raio relativístico (m), momento linear, momento linear relativístico, velocidade (m s^{-1}), velocidade relativística (m s^{-1}), além do tempo de aceleração em (μs) e a velocidade, obtida em (m s^{-1}), fornecidos pelo CST.

Tabela 4 - Resultado dos cálculos analíticos da trajetória dos prótons

Energia Cinética (MeV)	15	40	64
Número de voltas	1	~128	~248
Raio Relativístico (m)	0,18	0,30	0,39
Momento Linear (kg m s^{-1})	$8,96 \times 10^{-20}$	$1,46 \times 10^{-19}$	$1,85 \times 10^{-19}$
Momento Linear Relativístico (kg m s^{-1})	$9,0 \times 10^{-20}$	$1,48 \times 10^{-19}$	$1,88 \times 10^{-19}$
Velocidade (m s^{-1})	$5,36 \times 10^7$	$8,77 \times 10^7$	$11,0 \times 10^7$
Velocidade Relativística (m s^{-1})	$5,29 \times 10^7$	$8,50 \times 10^7$	$10,5 \times 10^7$
Velocidade obtida do CST (m s^{-1})	$5,32 \times 10^7$	$8,49 \times 10^7$	$10,5 \times 10^7$
Tempo de aceleração obtido do CST (s)	$3,75 \times 10^{-9}$	$2,24 \times 10^{-9}$	$1,91 \times 10^{-9}$

Fonte: elaboração da autora.

Como mostrado anteriormente, os prótons se movem entre duas estruturas de material ferromagnético em forma de "Dês", separados por uma distância L igual a 20 cm. No espaço entre os "Dês" o campo magnético é próximo de zero. A distância entre o eletroímã superior e

inferior, que representa o *gap* de circulação, varia aproximadamente de 0,8 a 3 cm. Essa distância deve ser pequena para evitar a dispersão das linhas de campo magnético nos *gaps* centrais e laterais.

4.1.2 Definição do modelo do SCA

O sincronismo do SCA é obtido quando a distância dx^i é adicionada na trajetória dos prótons em cada um dos “Dês”. Este deslocamento linear representa um comprimento adicional para o feixe de cada órbita, ou seja, o aumento de tempo de circulação do feixe. Essa distância foi introduzida com cortes laterais feitos em cada um dos “Dês”, nos quais o campo magnético é reduzido. Dessa forma, ao sair da estrutura de aceleração, o feixe de partículas irá percorrer uma trajetória igual a $2\pi R + L + 2dx^i$.

Os *gaps* laterais ou valores de dx^i foram avaliados analiticamente para o feixe das órbitas de 15, 20, 25, ... , 64 MeV. Eles foram acrescidos nos “Dês” começando na posição (R^i, R^i) até a posição $(R^i, R^i + dx^i)$, em que o' representa a origem do sistema de coordenadas que foi definida na linha do centro da estrutura de aceleração (Figura 28).

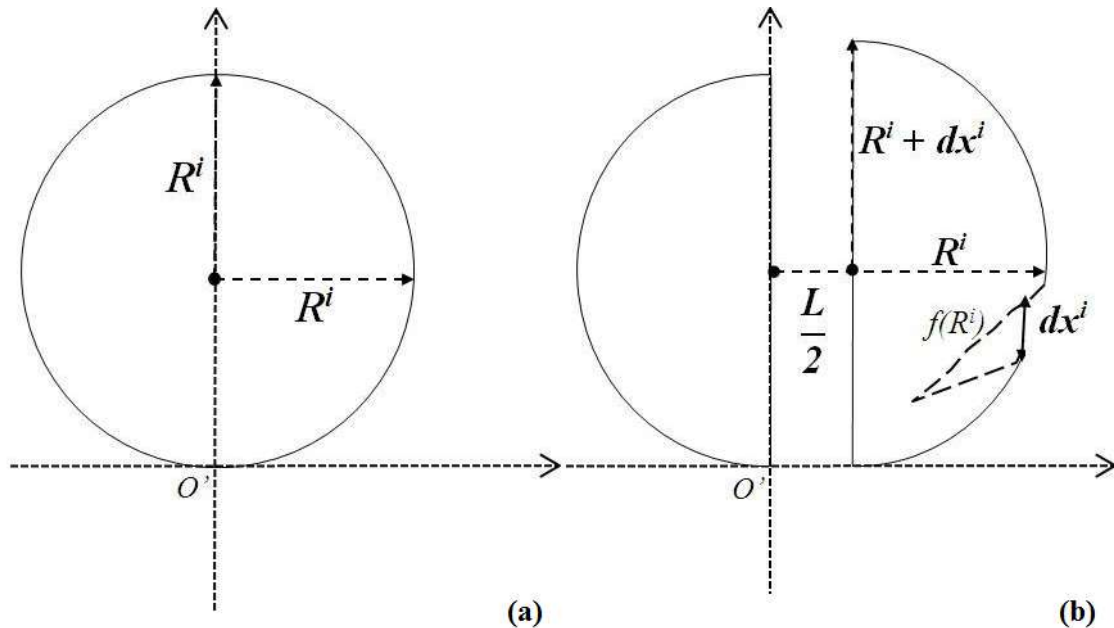


Figura 28 - Esquema para ilustração e as relações matemáticas do (a) círculo que representa o modelo do eletroímã, suas definições de raio e (b) alteração deste após o corte e espaçamento para formação dos *gaps* central e lateral.

Fonte: elaboração da autora.

Logo, é esperado que as partículas percorram trajetórias distintas com o mesmo tempo de circulação. O afastamento das linhas de campo magnético nos *gaps* central (L) e lateral (dx^i) foi feito de três formas diferentes, que serão descritas posteriormente. O sincronismo é demonstrado teoricamente com a resolução das Equações (27) a (32), cujos valores são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Resolução das equações que envolvem a circulação dos prótons

E_c (MeV) ^a	v_r (10^7 m/s) ^b	$t_{\frac{L}{2}}^i$ (10^{-9} s) ^c	$t_{\frac{gap}{2}}^i$ (10^{-9} s) ^d	dt (10^{-8} s) ^e	T_F^i (10^{-8} s) ^f	Δt^i (10^{-9} s) ^g	x^i (m) ^h
15	5,32	3,75	3,76	2,22	2,97	0,00	0
20	6,13	3,26	3,27	2,24	2,89	-0,75	-0,02
25	6,80	2,96	2,94	2,25	2,84	-1,24	-0,04
30	7,42	2,71	2,70	2,26	2,80	-1,63	-0,06
35	7,98	2,52	2,51	2,27	2,78	-1,90	-0,07
40	8,49	2,37	2,36	2,29	2,76	-2,07	-0,09
45	8,97	2,24	2,23	2,30	2,74	-2,21	-0,10
50	9,42	2,13	2,12	2,31	2,73	-2,31	-0,11
55	9,84	2,04	2,03	2,32	2,73	-2,38	-0,12
60	10,2	1,96	1,95	2,33	2,72	-2,44	-0,12
64	10,5	1,91	1,90	2,34	2,72	-2,45	-0,13

^a Energia cinética da órbita, ^b velocidade (v), ^c tempo de aceleração, ^d tempo da órbita i no gap central, ^e tempo no primeiro e no segundo semicírculo (Dês), ^f tempo total de circulação dos prótons em uma órbita, ^g variação de tempo de cada órbita com relação à primeira e ^h variação de tempo traduzida em distância a ser adicionada em cada órbita.

Fonte: elaboração da autora.

Ao somar o tempo gasto para atravessar a região dx^i nos dois “Dês” ao tempo total, obtém-se a sincronização temporal. O tempo de circulação das partículas em cada órbita encontrado foi de $2,97 \times 10^{-8}$ s. Este valor representa o período de circulação do feixe. Com este resultado é possível definir a frequência de oscilação ideal do potencial elétrico na estrutura de aceleração: $f = 1/T \rightarrow f = 33,7$ MHz. Os feixes de prótons entram na cavidade com uma fase de aceleração igual a 74° para obter um ganho de energia favorável na cavidade de aceleração.

4.2 DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES DO CAMPO MAGNÉTICO PRINCIPAL

4.2.1 Propriedades das bobinas principais e materiais

As propriedades das bobinas foram definidas de acordo com os objetivos das simulações e são apresentadas junto aos resultados da circulação do feixe de prótons no próximo tópico. As definições de dimensão e posicionamento podem ser vistas na Figura 29.

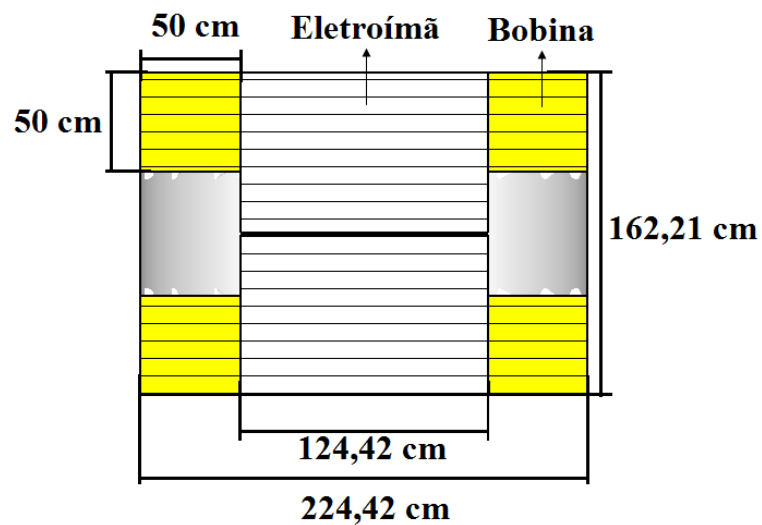


Figura 29 - Dimensões e posicionamento das bobinas principais e eletroímã principal

Fonte: elaboração da autora.

Para melhor entendimento, as imagens da Figura 30 mostram as vistas e cortes das estruturas que serão mostradas nos resultados.

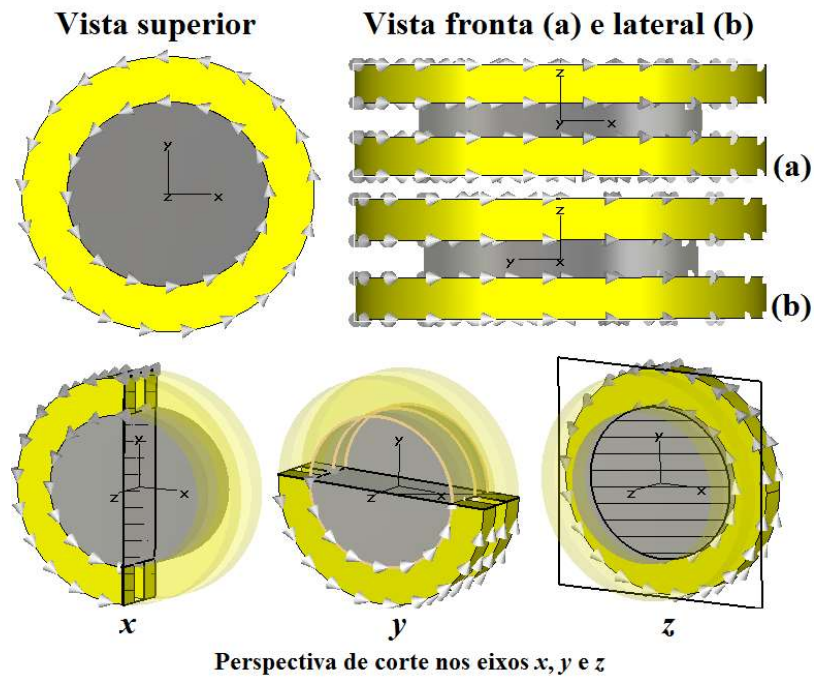


Figura 30 – Diferentes modos de visualização do modelo SCA pelo *software* CST STUDIO

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

A Tabela 1 do anexo B mostra as principais características dos materiais usados nas simulações. As Figuras 31 a 33 mostram a curva de magnetização para os materiais não lineares definidos (ferro e aço), e a variação da permeabilidade relativa destes materiais são apresentadas nos gráficos das Figuras 32 a 34.

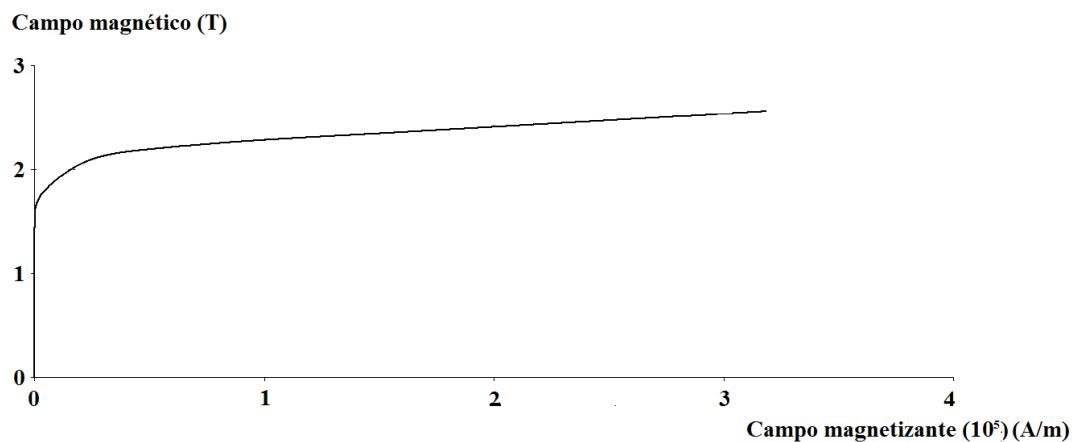


Figura 31 - Curva de histerese e magnetização do Ferro

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

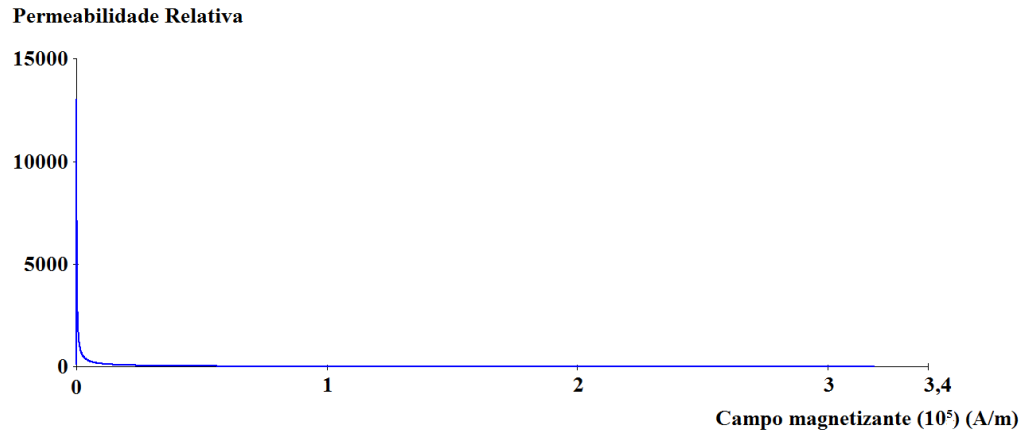


Figura 32 - Variação da permeabilidade relativa (μ_r) em relação ao campo magnetizante para o Ferro
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

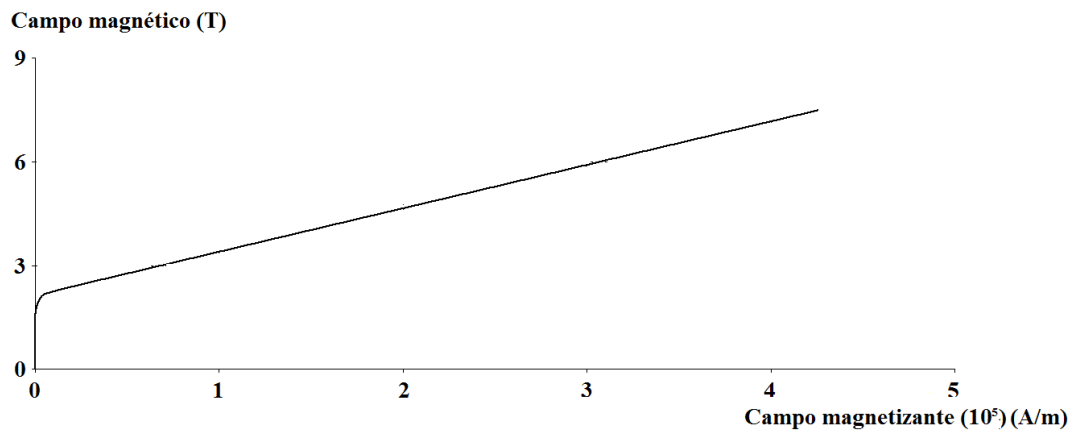


Figura 33 - Curva de histerese e magnetização do Aço
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

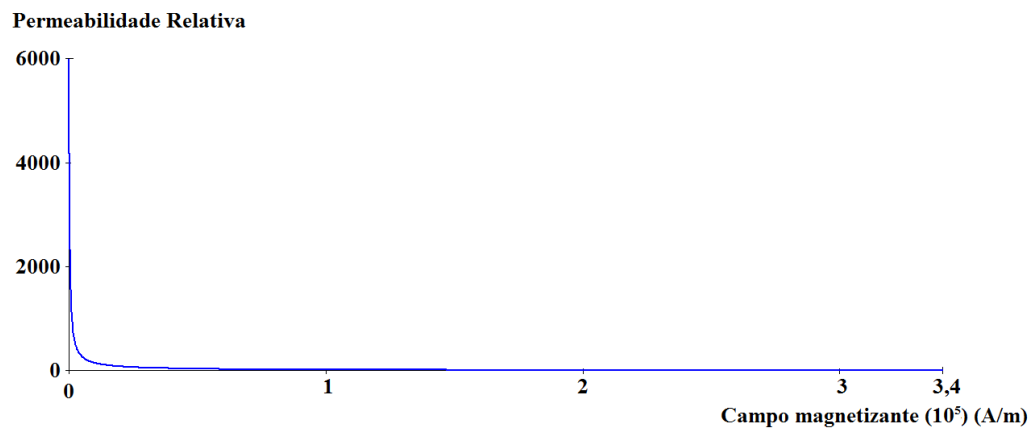


Figura 34 - Variação da permeabilidade relativa (μ_r) em relação ao campo magnetizante para o Aço
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

4.3 MAPEAMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO E CORREÇÕES

Sabe-se que, na prática, o campo magnético não é uniforme em todo o eletroímã de um acelerador (Figura 35). Há vários fatores que interferem nesse resultado, incluindo o material escolhido como núcleo.

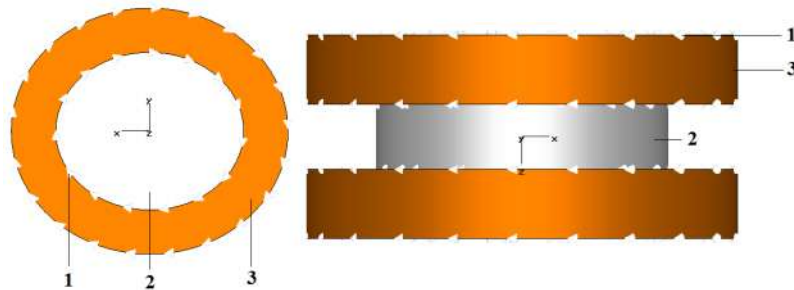


Figura 35 - Simulação das bobinas principais do SCA em (a) vista superior e (b) vista frontal. No centro da bobina está presente o núcleo de Ferro sem o gaps

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Na Figura 35 (1) é o sentido da corrente, (2) é o eletroímã principal e (3) a bobina principal superior.

A Tabela 6 apresenta as características e definições da bobina principal. As Figuras 36 e 37 mostram a distribuição do campo magnético na estrutura da Figura 35 usando dois materiais diferentes, o ferro A6M e o ferro não linear. Os gráficos (a-b) da Figura 36 mostram a variação do campo magnético em relação ao eixo x . Através dos gráficos é possível comparar dois materiais com propriedades de simulação diferentes e definir o melhor material para compor os “Dês”.

Tabela 6 - Características das bobinas definidas na simulação apresentada na Figura 35

	Espiras	Material	AWG	Dimensão do fio (mm)	Corrente máxima (A)	Tensão (V)
Bobina principal	2332	Cobre	0000	11,68	319	50,4

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

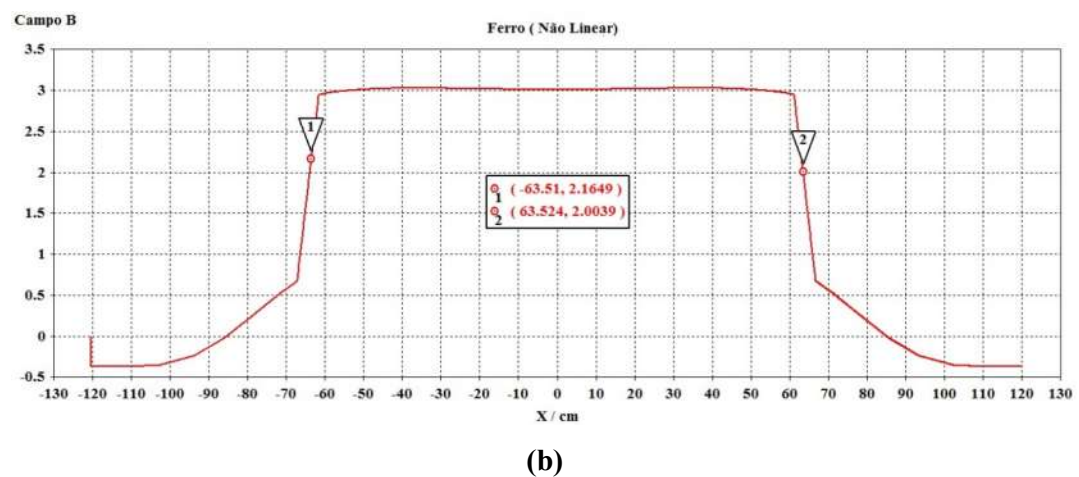
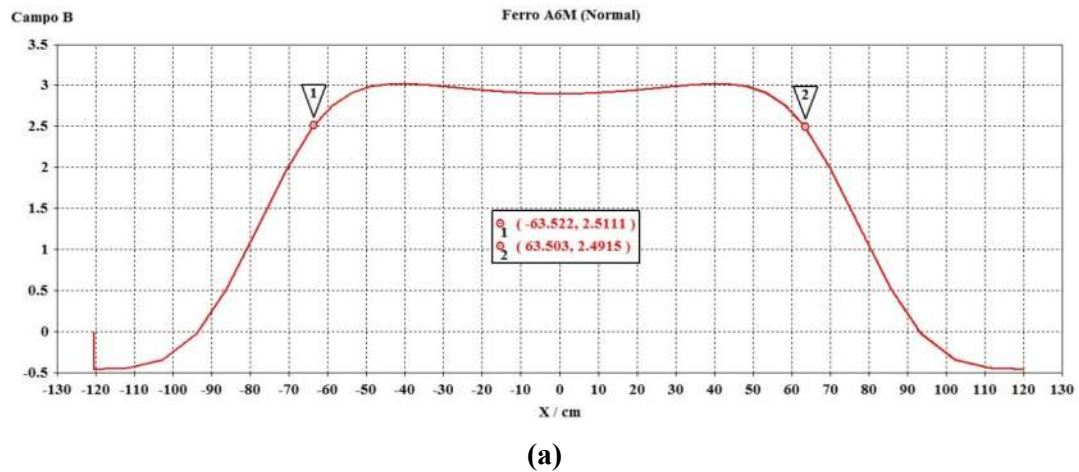


Figura 36 - Os gráficos apresentam a distribuição do campo magnético ao longo do eixo x para o Ferro A6M (a) e o Ferro não linear (b). Os pontos 1 e 2, em ambas as figuras, representam as extremidades das bordas do eletroímã.

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

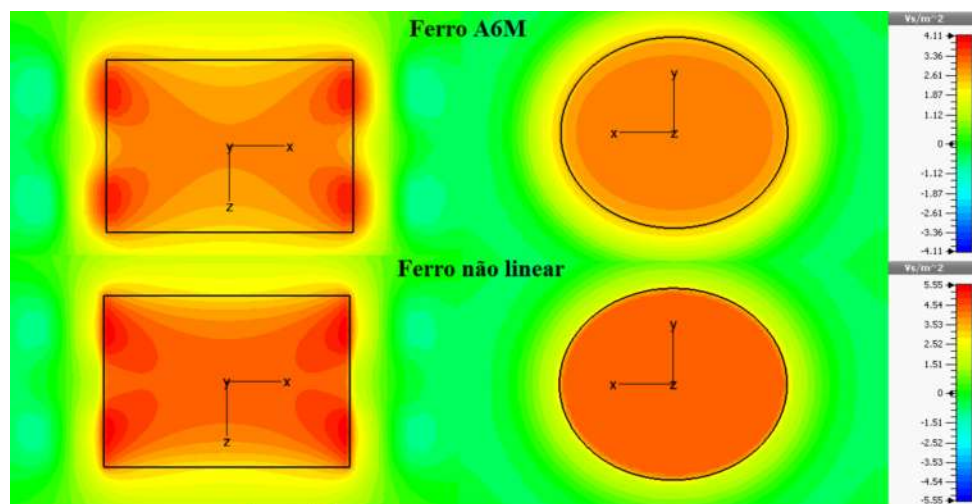


Figura 37 - Campo magnético em vista frontal com corte em y (esquerda) e vista superior com corte em z (direita)

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Considerando os resultados das Figuras 36 e 37, as simulações continuarão a ser feitas usando o Ferro não linear como material do eletroímã principal. Com este material é possível minimizar a falta de uniformidade do campo magnético no centro do eletroímã e reduzir os campos de borda.

A magnitude do campo magnético sobre os eletroímãs foi ajustada para órbitas de 15, 40 e 60 MeV, começando na extremidade de saída do feixe na estrutura de aceleração até a entrada da mesma. Estes ajustes foram feitos experimentalmente nas simulações no CST PS® 3D 2015. As Figuras 38 e 39 mostram a variação do campo magnético em todo o equipamento e os efeitos da falta de uniformidade do mesmo sobre o feixe de prótons de 15 MeV. Na imagem (b) da Figura 39 é apresentado um gráfico que mostra a variação do posicionamento do feixe de prótons submetido ao campo magnético do SCA, onde (1) representa a posição de entrada do feixe na região de circulação, (2) o raio de circulação no primeiro semicírculo, (3) a posição de saída do primeiro semicírculo e (4) a posição de entrada no segundo semicírculo.

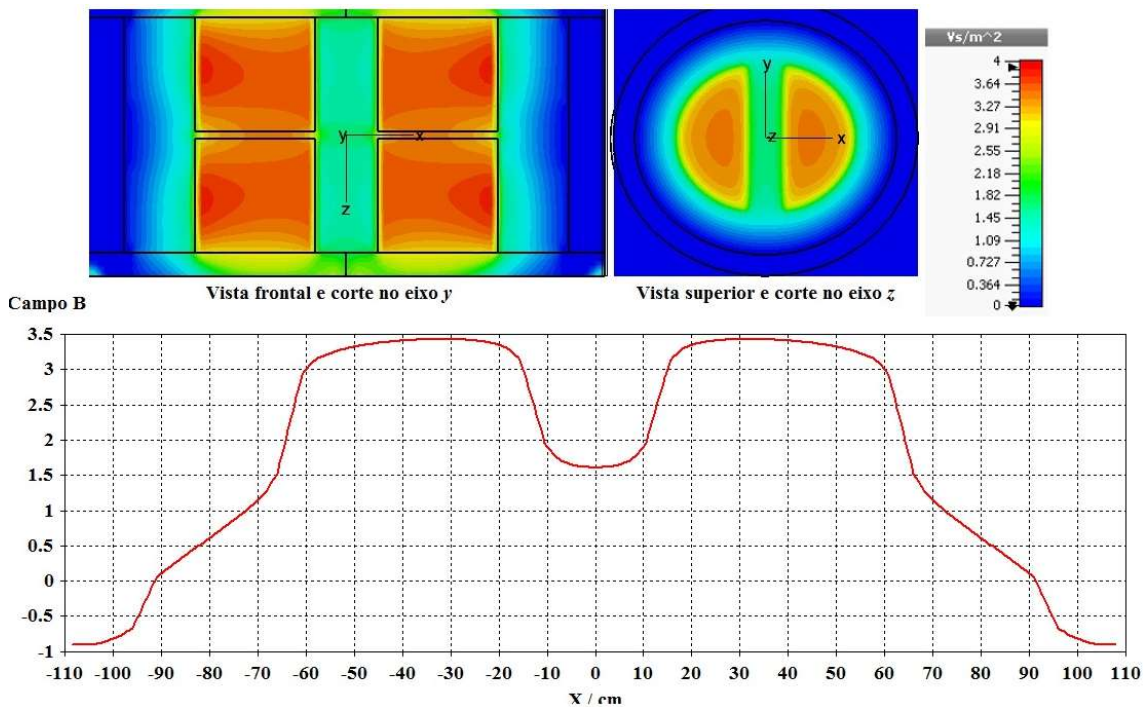


Figura 38 – Distribuição do campo magnético no eletroímã, *gap* central e *gap* de circulação

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

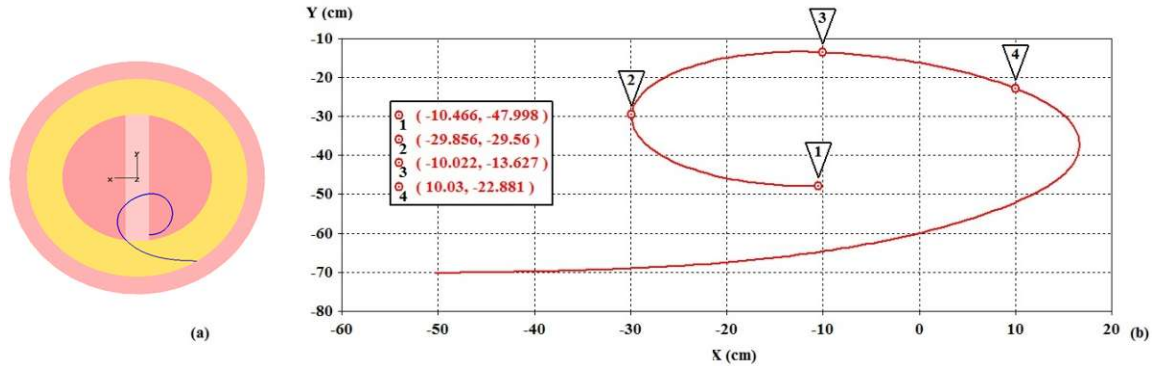


Figura 39 - (a) Circulação do feixe de prótons de 15 MeV no SCA com *gap* central em vácuo e (b) posicionamento do feixe ao longo do eixo *x* e *y* do plano Cartesiano

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Com base nas simulações, nota-se a presença de campos de borda no *gap* que contribui para a falta de sincronismo do acelerador. Logo, foi necessária uma otimização da geometria dos “Dês” para melhorar a uniformidade do campo e obter proporcionalidade na circulação do feixe com o posicionamento da estrutura de aceleração e o período de oscilação do campo elétrico na estrutura de aceleração.

Nas figuras mostradas acima o *gap* central é livre de material, ou seja, vácuo. Era esperado que a partícula, ao entrar nessa região, percorresse uma trajetória próxima de retilínea e que no *gap* central o ângulo entre a trajetória do feixe e a borda do “Dê” fosse aproximadamente 90° . No entanto, nota-se um grande desvio no feixe ao sair do primeiro “Dê” devido à presença dos campos de borda e do campo magnético que se dispersa pelo vácuo. Essa variação na trajetória provoca um erro na posição de entrada no segundo “Dê” e, conseqüentemente, na entrada da estrutura de aceleração. Assim como no microtron, citado por Lopes (2005), esse erro de posicionamento é acumulativo e limita a circulação do feixe na órbita que concentra esses erros.

Para desviar as linhas de campo magnético no *gap* e reduzir os efeitos de campo de borda foram feitas simulações com dois métodos diferentes. São eles: i) introdução de material com permeabilidade relativa menor que 1 (diamagnético) no *gap* central e nos *gaps* laterais para anulação do campo magnético; e ii) introdução de uma bobina com indução magnética invertida no *gap* central e ímãs permanentes nos *gaps* laterais.

4.3.1 Simulação do SCA com material de baixa condutividade magnética

A Figura 40c mostra a distribuição do campo magnético no modelo da Figura 40a-b. É possível comparar o campo magnético e a circulação do feixe com os demais apresentados neste trabalho. A precisão destes resultados é da ordem de 10^{-7} . Na Fig. 40a (1) eletroímã principal ou “Dê”, (2) *gap* central com material de baixa permeabilidade magnética, (3) *gap* lateral com material de baixa permeabilidade magnética, (4) bobina principal, (5) fonte de prótons e (6) *gap* de circulação. A linha verde (Figura 40a - no *gap* central) mostra que há uma pequena inclinação na borda do eletroímã com o *gap* central. Isto é feito para ajustar o feixe e corrigir os erros de posicionamento na trajetória. Dessa forma, o feixe passa pelo *gap* central, com uma trajetória retilínea e formando um ângulo de 90° com a borda do eletroímã, e volta à estrutura de aceleração da posição correta.

A Fig. 41a-c mostra a circulação dos feixes de 15 MeV, 40 MeV e 63,38 MeV, neste modelo. Os gráficos mostram o deslocamento da partícula ao longo do eixo x e y do plano Cartesiano.

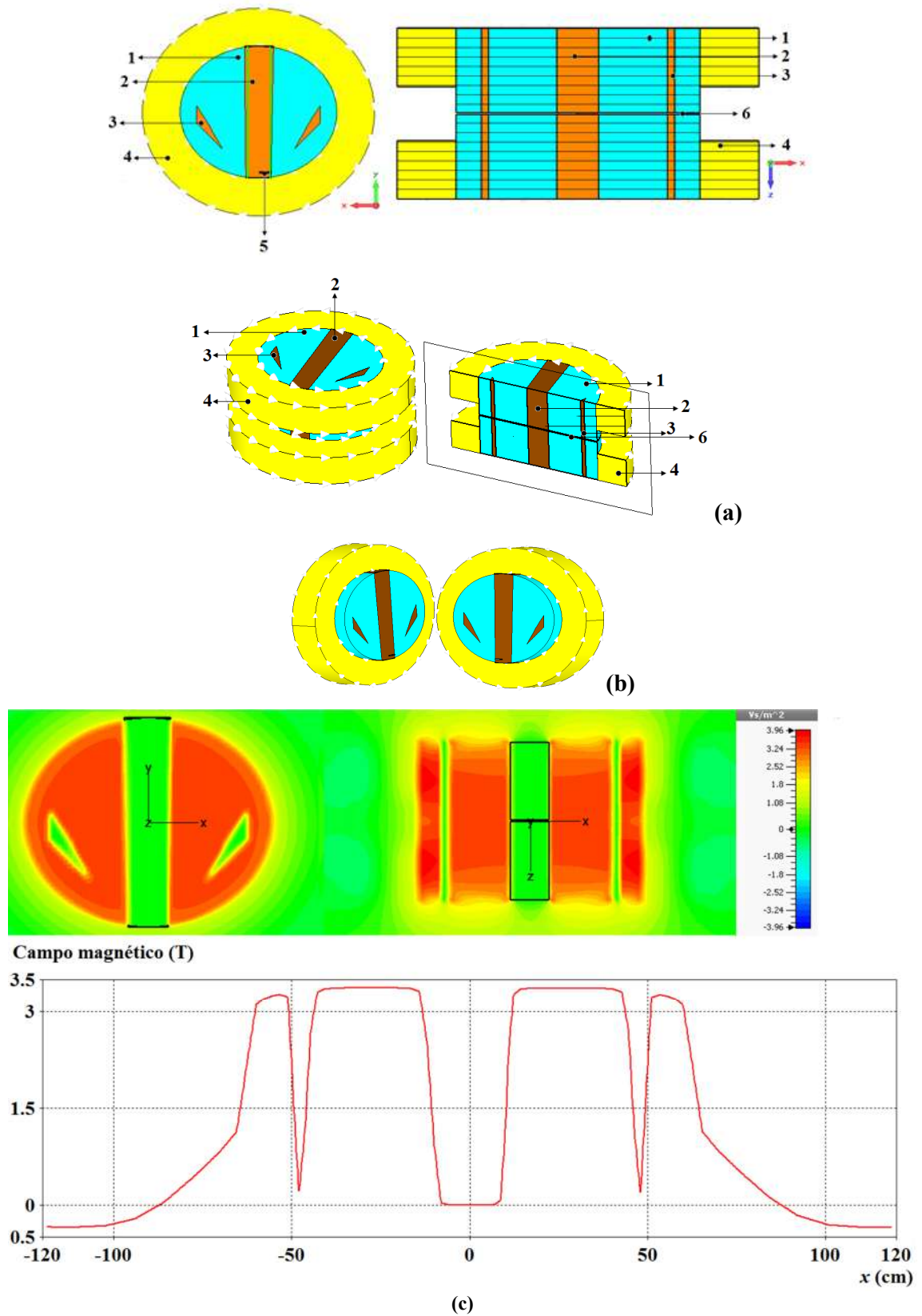


Figura 40 – (a-b) Modelo do SCA com as principais estruturas e (c) distribuição do campo magnético neste modelo

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

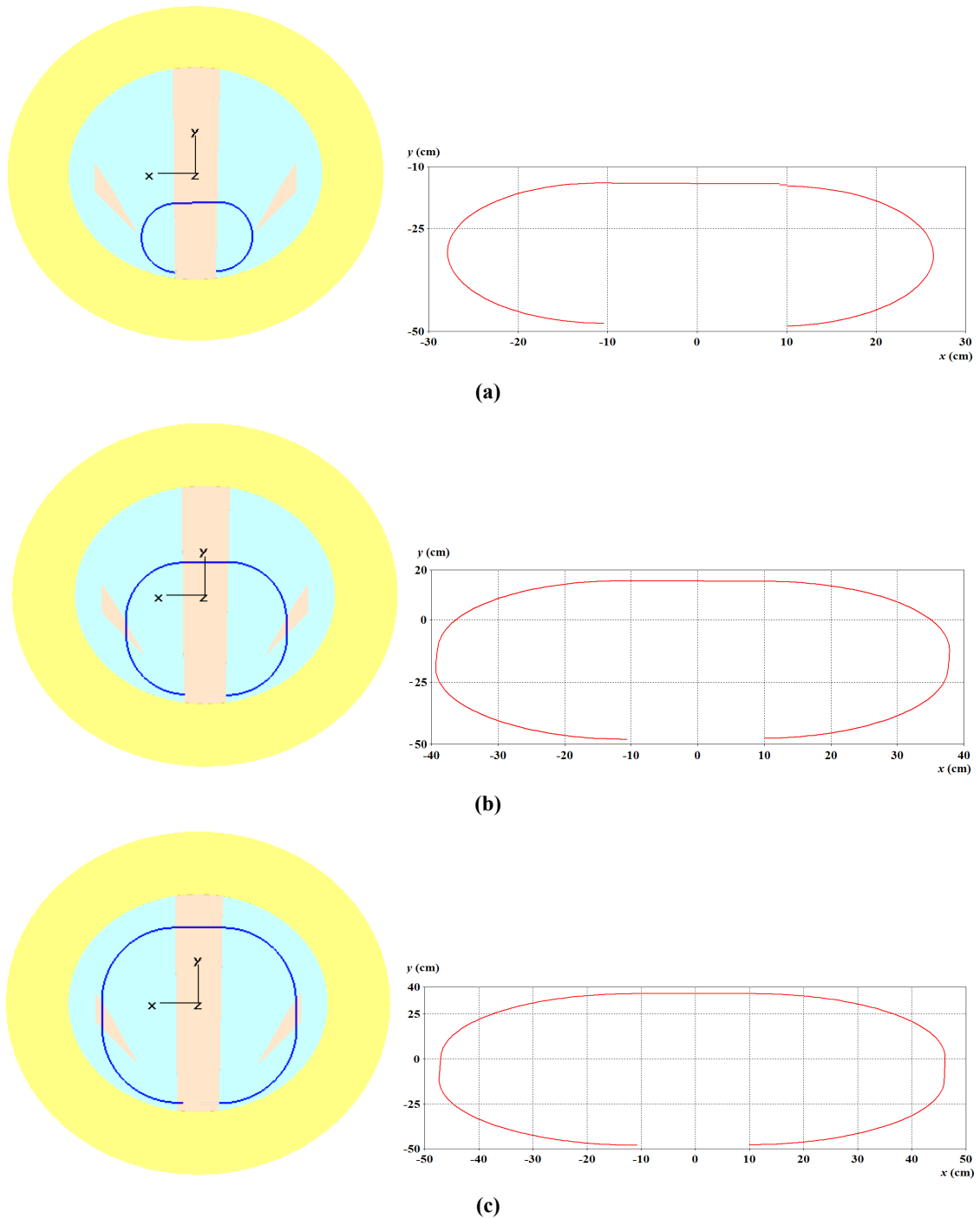


Figura 41 – Circulação do feixe de prótons para as energias (a) 15 MeV, (b) 40 MeV e (c) 63,38 MeV
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

O material principal é o Ferro não linear e nos *gaps* é usado um material qualquer de baixa permeabilidade magnética (próximo de 0,99 T.m/A), podendo ser o cobre, ouro, prata, grafite, entre outros.

4.3.2 Simulação do SCA com bobinas auxiliares

Neste projeto são introduzidas duas bobinas (superior e inferior) no *gap* central com indução magnética invertida ao campo gerado pelas bobinas principais. Vários parâmetros dessa simulação foram alterados e definidos de acordo com os resultados obtidos até chegar a um resultado satisfatório. As Figuras 42, 43 e 44 mostram o posicionamento e as principais estruturas que compõem o SCA.

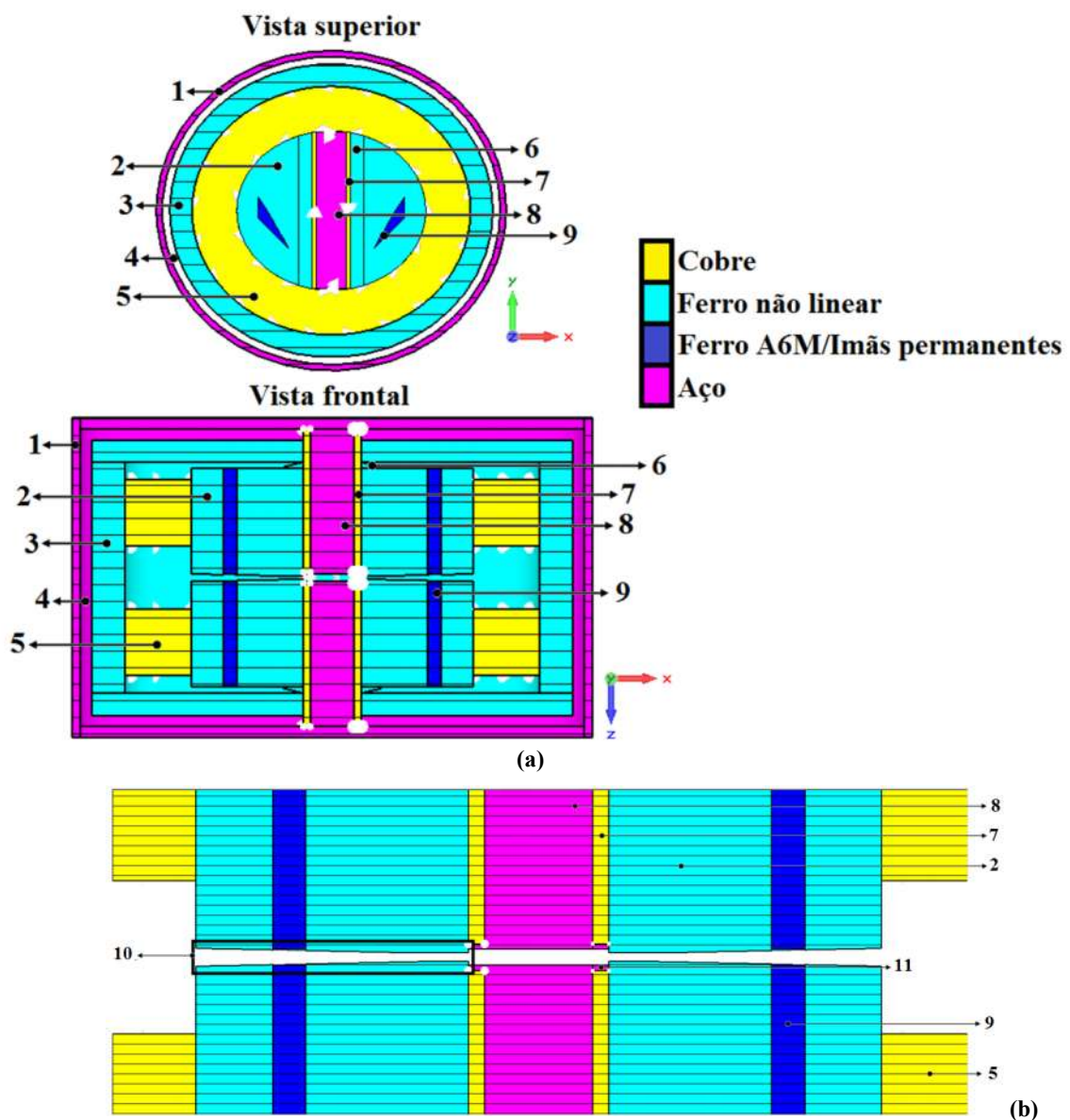


Figura 42 – (a) Estruturas que compõem o SCA em vista superior e frontal e (b) ampliação do *gap* de circulação

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Nas Figuras 42a-b são apresentadas as principais estruturas que compõem o modelo SCA com bobinas auxiliares. São elas: (1) revestimento externo; (2) eletroímã principal superior ou setor em formato de “Dê”; (3) revestimento interno; (4) vácuo; (5) bobina principal inferior; (6) calços homogêneoizadores; (7) bobina auxiliar superior; (8) eletroímã auxiliar superior; (9) ímã permanente; (10) desnivelamento dos polos dos eletroímãs superior e inferior, com a abertura menor na parte interna; e (11) eletroímã para indução do campo magnético gerado pela bobina auxiliar.

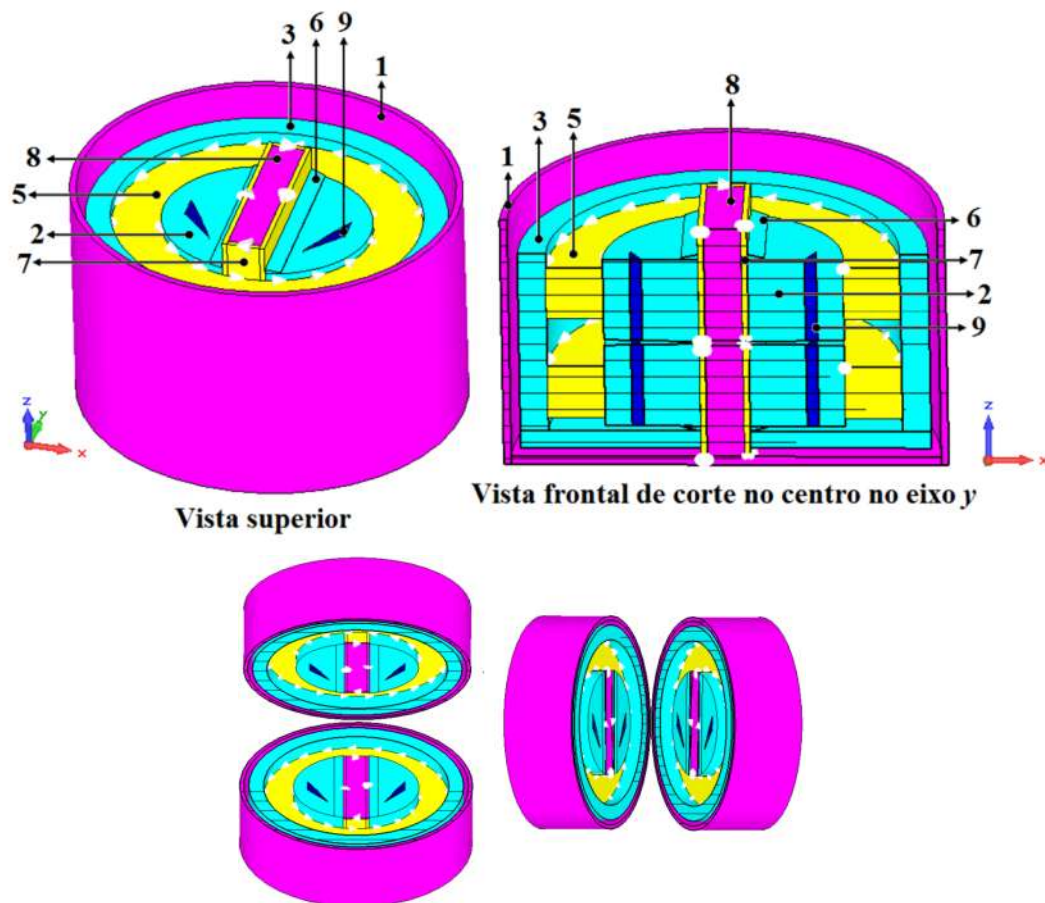


Figura 43 – Vista do modelo SCA com bobinas auxiliares e principais estruturas
 Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

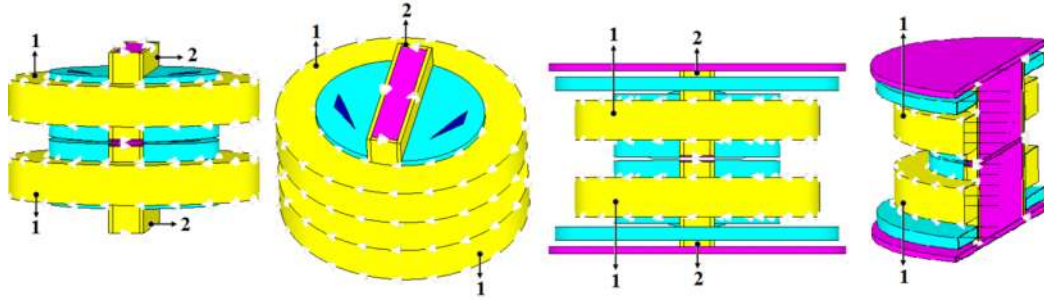


Figura 44 - (1) Bobinas principais e (2) auxiliares. As setas indicam a direção da corrente
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Calços homogeneizadores foram adicionados nos polos dos eletroímãs para aumentar a intensidade do campo magnético na extremidade interna do “Dê”. O objetivo é reduzir os efeitos de falta de focalização do feixe e o campo de borda no *gap* central. Essa alteração pode ser mais bem entendida na Figura 45, que mostra o aumento da intensidade do campo magnético na extremidade dos “Dês”. Com o mesmo objetivo, são feitos desnivelamentos nas faces polares do eletroímã no *gap* de circulação. A precisão de medição dos resultados da Figura 45 é da ordem de 10^{-7} . Os revestimentos externos funcionam como guia das linhas de campo magnético.

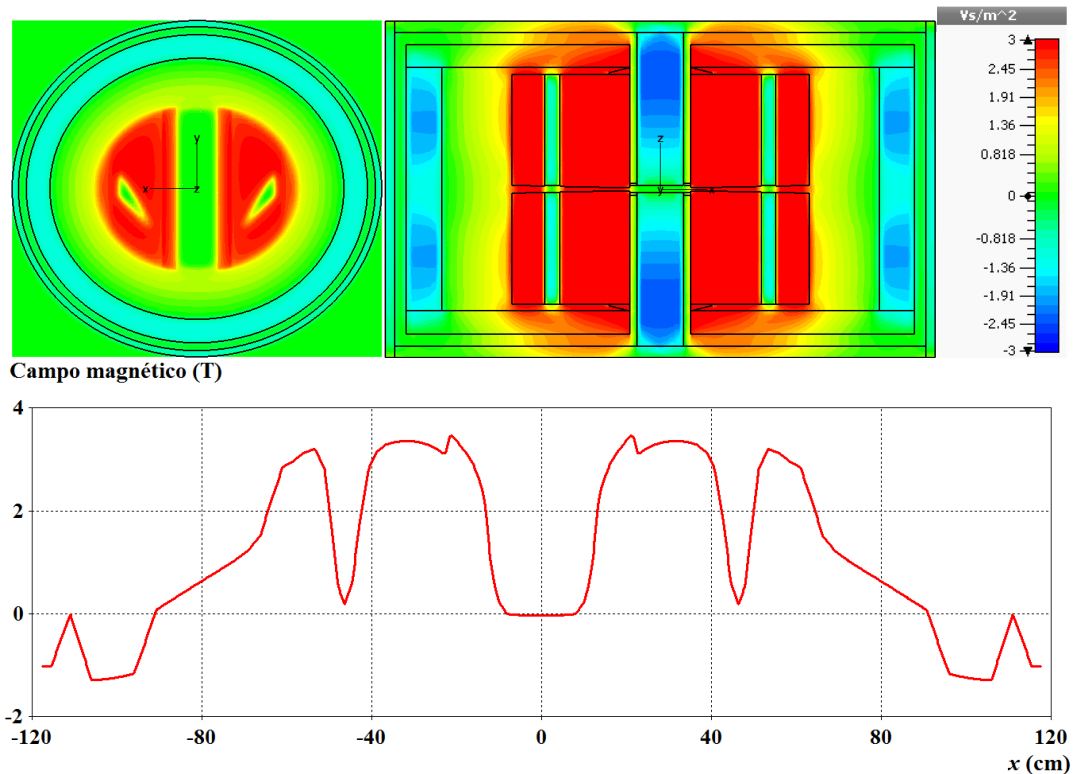


Figura 45 - Distribuição do campo magnético ao longo da estrutura mostrada nas Figuras 42-43
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

O ideal seria que o campo magnético reduzisse a 0 rapidamente na borda do eletroímã com os *gaps*, ou seja, de 3 T a 0 na marca 10 e -10 (posições de limites da borda do eletroímã no *gap* central), mas devido ao campo de borda isso não ocorre. Os calços e o desnivelamento das faces polares são introduzidos para compensar o erro provocado pela distância de redução da intensidade do campo magnético. O comportamento do feixe de prótons ao longo deste modelo é mostrado na Figura 46a-c e são referentes aos feixes de 15, 40 e 63,38 MeV. A Figura 47a-c mostra o projeto técnico do SCA com todos os componentes.

As bobinas principais possuem denição de propriedades iguais a da simulação anterior apresentadas na Tabela 6 (p. 62).

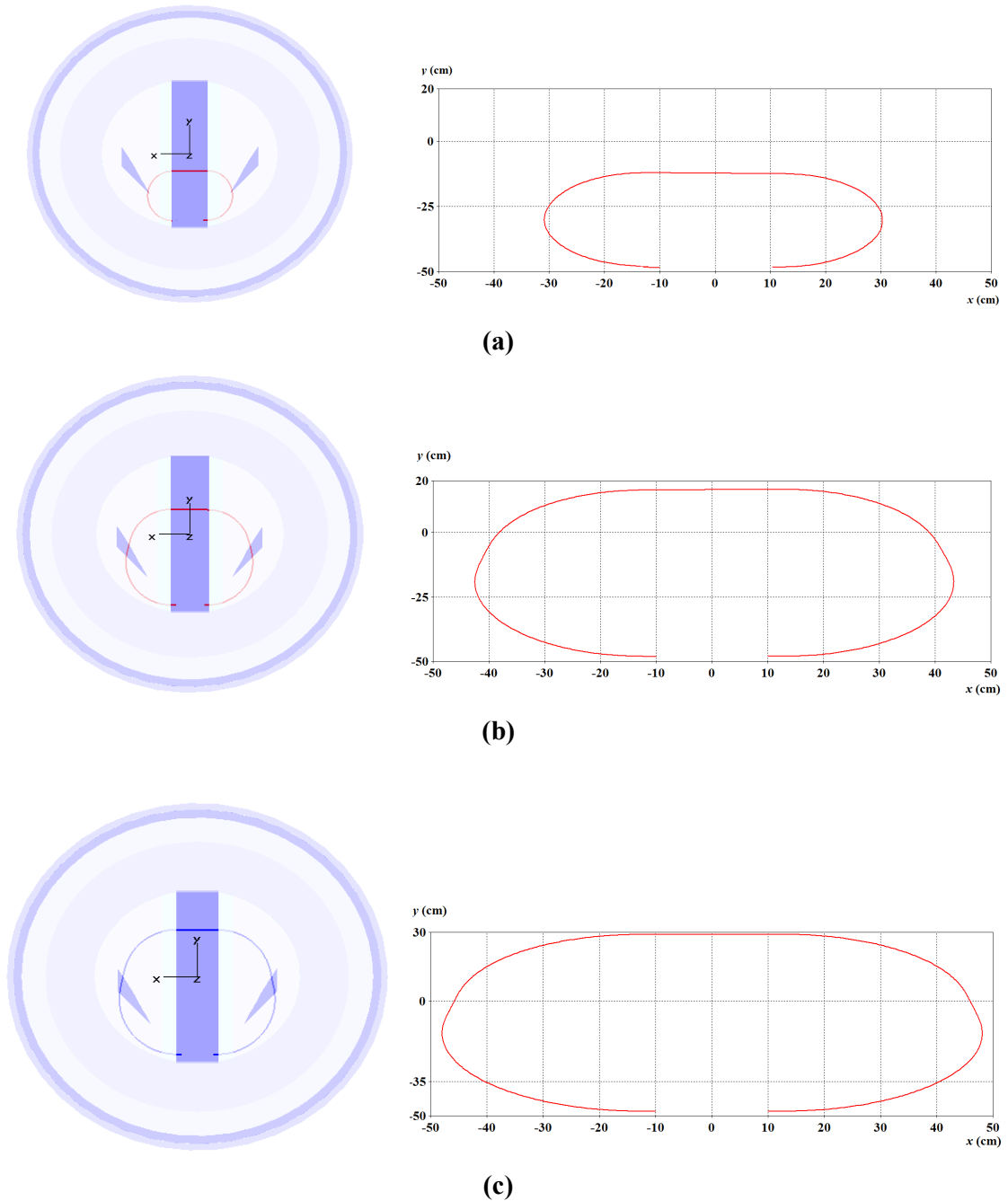


Figura 46 – Circulação dos prótons de (a) 15 MeV, (b) 40 MeV e (c) 68,38 MeV.no modelo SCA com bobinas auxiliares

Fonte: Simulação CST PS ® 3D 2015.

Nas Figuras acima é possível observar que o ajuste do campo foi suficiente para o feixe sair do primeiro “Dê”, formando um ângulo de 90° com a borda do mesmo. As imagens também mostram que todos os feixes percorreram uma trajetória retilínea nas regiões dos *gaps* e alcançaram a posição correta para entrar na estrutura de aceleração. Na Figura 46

também é mostrado o posicionamento do feixe ao longo do eixo x e y . Pode-se observar que não houve deslocamento da posição ideal do feixe de prótons.

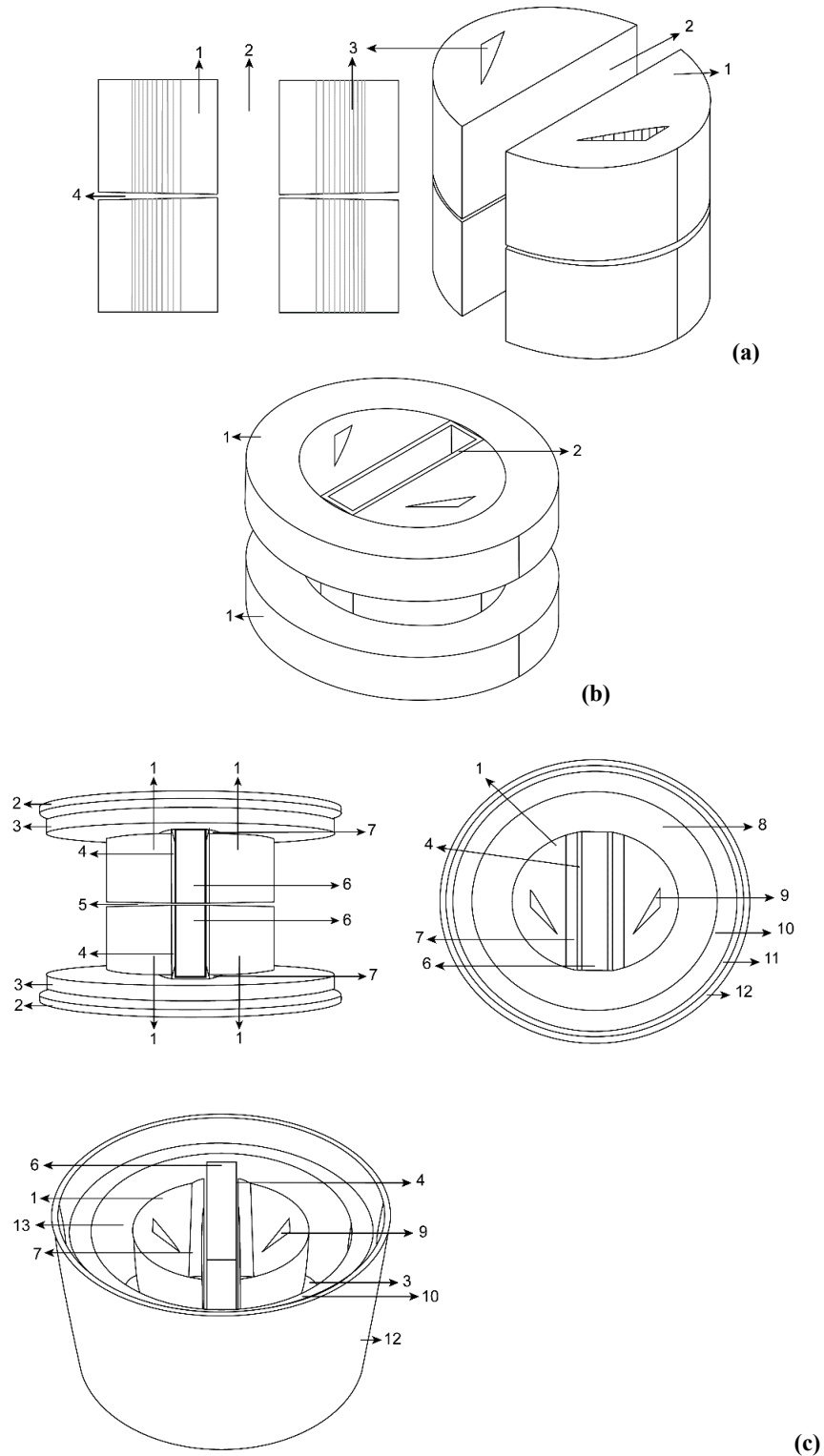


Figura 47 – Projeto com principais estruturas que compõem o SCA com bobinas auxiliares
Fonte: AutoCAD Inventor 2013.

Na Figura 47a (1) é o eletroímã principal, (2) é o *gap* central, (3) *gap* lateral e (4) é o *gap* de circulação. A Figura 47b mostra (1) as bobinas principais superior e inferior e (2) a bobina auxiliar superior. Na Figura 47c (1) é o eletroímã principal ou “Dê”, (2) o revestimento externo, (3) o revestimento interno, (4) a bobinas auxiliar, (5) *gap* de circulação, (6) eletroímã auxiliar, (7) calços homogeneizadores, (8) bobina principal, (9) *gap* lateral, (10) revestimento interno, (11) vácuo, (12) revestimento externo e (13) espaço da bobina principal.

O tempo de circulação do feixe nas simulações também é comparado ao tempo definido nos cálculos anteriores e avaliado no CST STUDIO, apresentado na Figura 48.

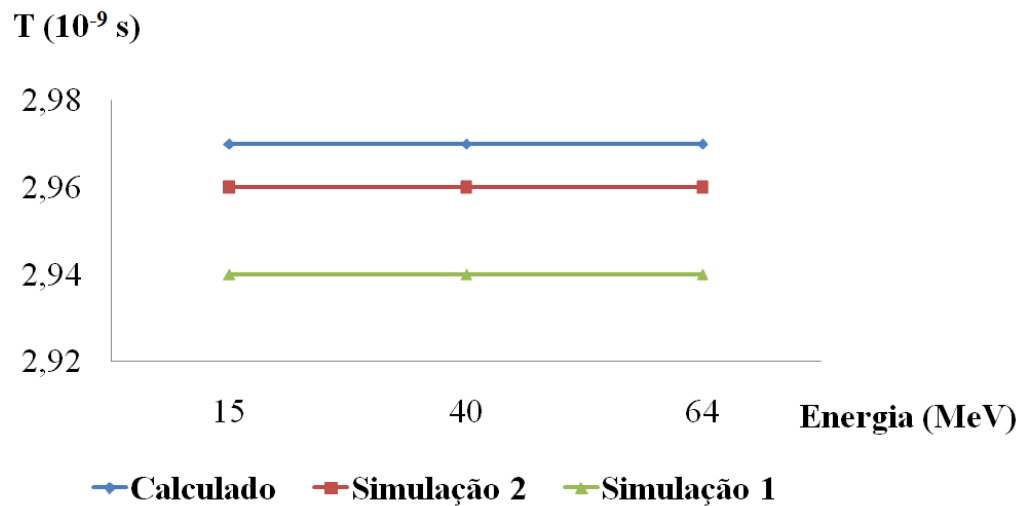


Figura 48 - Comparação entre o tempo de circulação do feixe calculado analiticamente e obtido nas simulações do CST

Fonte: elaboração da autora.

Nota-se que há uma variação nos valores de tempo para as três avaliações. Diversas variáveis podem levar a este resultado. Uma delas é a variação da trajetória do feixe a partir da posição inicial, que foi medida no intervalo de circulação do feixe; outro fato está associado aos efeitos do campo magnético não uniforme.

4.4 ESTRUTURA DE ACELERAÇÃO

A estrutura de aceleração deste projeto é simplificada e compreende as mesmas etapas do projeto de mestrado apresentado em 2012 (RABELO, 2012). Ela é posicionada entre os

"Dês" tangencialmente à trajetória das partículas em circulação. É formada por um cilindro oco, com abertura nas laterais para entrada e saída do feixe. Dentro há um tubo que funciona como um *Drift-Tube*, no qual um potencial de 300 kV é aplicado (Figura 49). Este potencial oscila com uma frequência de 33,7 MHz. A fase que inicia a oscilação do potencial é definida no programa, e é igual a 74° . A Figura 52 mostra o campo elétrico e sua variação conforme variações de fase.

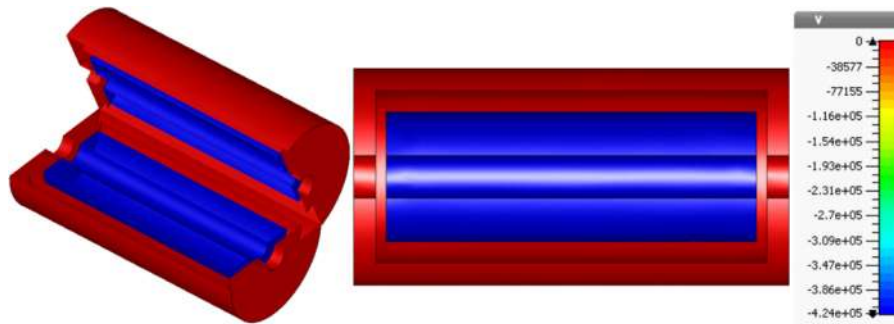


Figura 49 - Estrutura de aceleração e variação do potencial elétrico

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

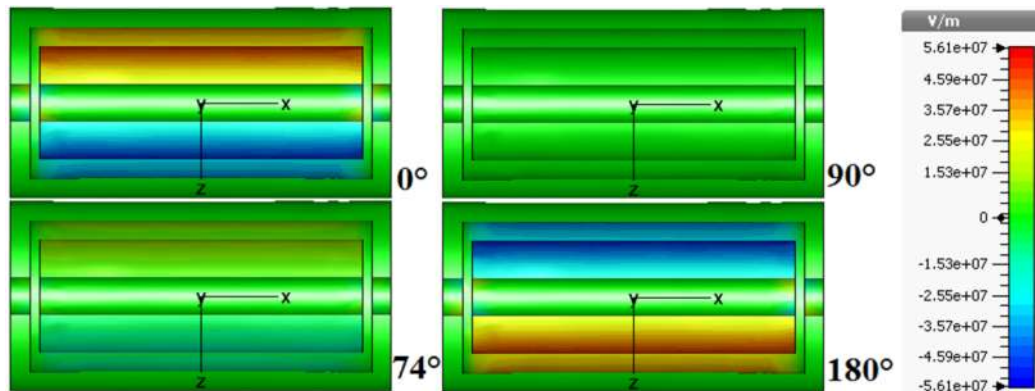


Figura 50 - Variação do campo elétrico na estrutura de aceleração de acordo com a RF aplicada

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

A fonte de prótons é posicionada na extremidade esquerda da cavidade. Trata-se de uma fonte circular com energia fixa e inicial a 15 MeV e corrente de $80 \mu\text{A}$ (valor máximo da corrente do feixe extraído do acelerador PET trace do CDTN – Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear) (GE HEALTHCARE, 2004). Nas simulações apresentadas anteriormente considerou-se a fonte com apenas uma partícula, pois o objetivo foi analisar o percurso dela. Em simulações com maior número de partículas os efeitos de dispersão são

mais presentes e no momento não serão analisados. A Figura 51 mostra o posicionamento da fonte e suas características.

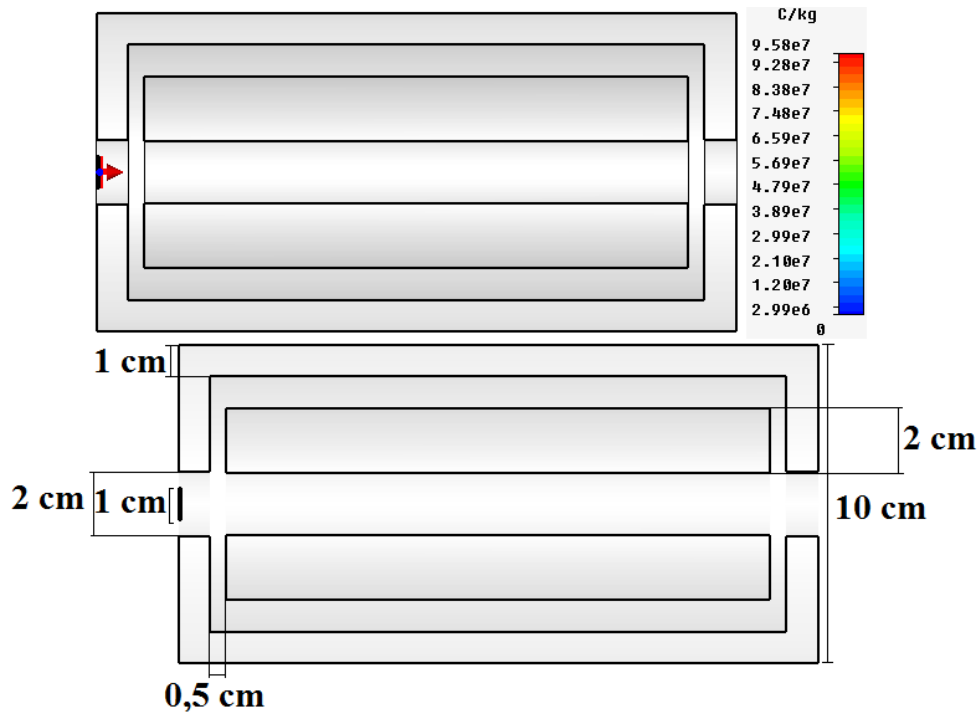


Figura 51 - Posicionamento e carga da fonte de prótons (seta à esquerda)
Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

4.4.1 Aceleração do feixe

É apresentada a simulação de aceleração do feixe para as órbitas de 15 e 63,38 MeV. (Figuras 52a-b). Os tempos de percurso do feixe de cada órbita nesta estrutura foram mostrados na Tabela 4. O gráfico da Figura 53 mostra a variação do ganho de energia, de cada órbita, para os feixes entre 15 MeV e 64 MeV.

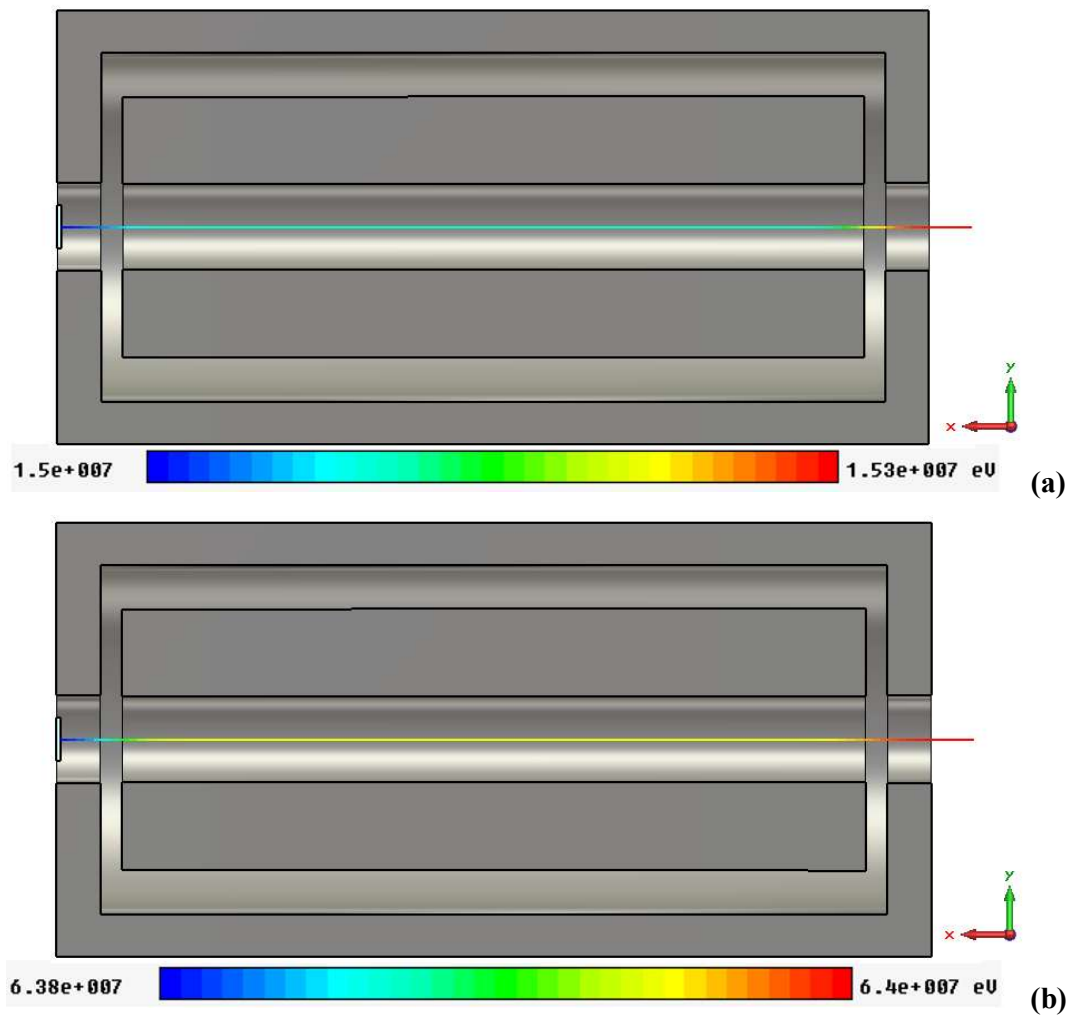


Figura 52 – Aceleração e ganho de energia do feixe de (a) 15 MeV e (b) 63,38 MeV ao atravessar a estrutura de aceleração

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

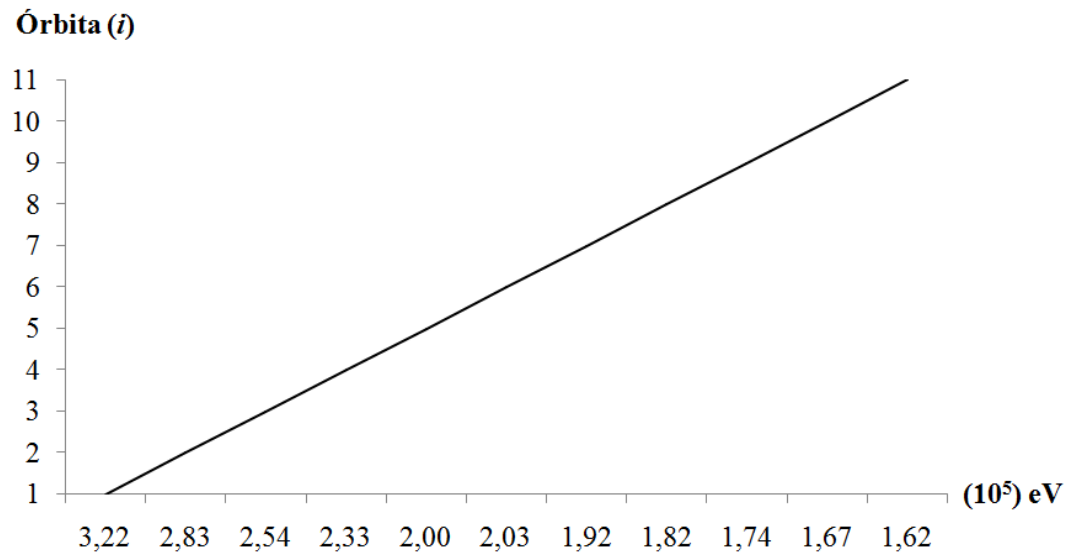


Figura 53- Análise do ganho de energia para cada órbita *i* analisada

Fonte: Simulação CST PS® 3D 2015.

Com base nesses valores, tem-se que o ganho médio de energia da partícula é de 0,216 MeV. Nessas condições, para o feixe atingir 64 MeV são necessárias em torno de 227 voltas, valor próximo ao calculado que é aproximadamente 248 voltas (Tabela 4).

5 CONCLUSÃO

O sincronismo é comprovado com o resultado das equações que mostram que o tempo de percurso dos prótons é igual para todas as órbitas. O modelo preliminar simulado confirma que o sincronismo é possível após a introdução dos *gaps* e dos demais ajustes no eletroímã. As simulações também mostram um modelo eletromagnético simplificado e compacto, que acelera prótons entre 15 e 64 MeV. A distribuição de campo magnético no eletroímã proposto foi capaz de circular os prótons e atender ao requisito de sincronismo de um acelerador circular.

O SCA incorpora algumas características de outros aceleradores, como os calços homogeneizadores, que são baseados no modelo do ciclotron Accel (GEISLER et al., 2007), e bobinas auxiliares para correção do campo de borda, como sugerido por Rosander e Roberts para o *racetrack* microtron (ROBERTS, 1958; ROSANDER, 1980).

O SCA tem a vantagem de usar uma cavidade de aceleração com um volume pequeno. Essa estrutura produz menores perdas por calor devido à simetria cilíndrica e ao tamanho reduzido. As correntes produzidas são as essenciais para geração do campo elétrico no acelerador e estão na mesma direção da trajetória das partículas a serem aceleradas. As cavidades do ciclotron isocrônico exigem maior potência de RF para sustentar o campo elétrico distribuído nas faces das bordas triangulares. Em comparação ao microtron, o SCA acelera prótons para fins terapêuticos, e não elétrons para pesquisa aplicada. O SCA é um acelerador diferente do síncrotron, pois é um equipamento compacto, com raio variável, campo magnético e RF fixos.

O SCA introduz mudanças no modelo de aceleração circular. Esta é uma simulação de um novo método, que não pode ser considerado um ciclotron isocrônico. Modelos atuais retêm o princípio básico de um ciclotron e incorporam apenas correções estruturais.

Este equipamento pode ser acoplado a um ciclotron produtor de radioisótopo, como um Cyclone 30 do IPEN (Instituto de Pesquisa Energética) ou PETrace do CDTN. O SCA demonstra a ideia de uma unidade compacta e um acelerador simplificado. Este é um conceito que pode ser comparado ao PMRC do Japão (CHRISTÓVÃO, 2010). A utilização de instalações de pesquisa pode reduzir o custo da implantação de um centro de terapia de prótons e oferecer a possibilidade de uso de tecnologias nacionais. Essa alternativa pode

melhorar a qualidade de vida dos pacientes com tumores oculares nos países em desenvolvimento.

Esta proposta está limitada a um intervalo entre 15 e 64 MeV definido pelo limite da aplicação, energia de extração ciclotron, campo magnético e RF.

5.1 PERSPECTIVAS PARA A TESE E FUTURAS

Para aperfeiçoar os resultados e o projeto, é necessária uma simulação completa e uma análise mais precisa de alterações e efeitos do campo magnético sobre a focalização axial do feixe, que deve ser corrigido pontualmente para a trajetória de cada órbita, possibilitando assim a aceleração contínua até 64 MeV ou mais. Alterações na estrutura de aceleração e nas dimensões do *gap* entre os “Dês” podem favorecer os resultados.

Novos estudos podem ser feitos para ajustar a energia cinética inicial e final. O projeto do SCA, quando implementado, pode ser usado para a terapia do tumor ocular com prótons ou para produzir radioisótopos. Outros estudos para aumentar a energia do feixe e avaliar a interação desse feixe com tecidos neoplásicos podem ser conduzidos com fantasmas computacionais, semelhantes à pesquisa de Christóvão e Campos (2010), além de um projeto incluindo sistema de injeção e extração do feixe de prótons no equipamento.

REFERÊNCIAS

BRAHME, A., KRAEPELIN, T.; SVENSSON, H. Electron and photon beams from a 50 MeV racetrack microtron. **Acta Radiologica Oncology**, v. 19, n. 4, p. 305-319, 1980.

BAUMGARTEN, C., GEISLER, A., KLEIN, U., KRISCHEL, D., RÖCKEN, H. et al. Isochronism of the Accel 250MeV medical proton cyclotron. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 570, n. 1, p. 10-14, 2007.

BIGHAM, C. B.; SCHNEIDER, H. R. **Superconducting Cyclotron**. Canadá. 1975. Disponível em: <https://www.google.com/patents/US3868522>. Acesso em: 08 jun. 2016.

BLOSSER, H. G.; JOHNSON, D. A. Focusing properties of superconducting cyclotron magnets. **Nuclear Instruments and Methods**, v. 121, n. 2, p. 301-306, 1974.

BLOSSER, H. G.; JOHNSON, D. A.; LAWTON, D.; MARTI, F.; RONNINGEN, J. V. A compact superconducting cyclotron for the production of high intensity protons*. **IEEE**, p. 1054-1056. Michigan State University, 1998.

BONNETT, D. E. Current developments in proton therapy: a review. **Physics in Medicine and Biology**, v. 38, n. 10, p. 1371-1392, 1993.

BRAGA, F. V. **Intercomparação dosimétrica entre terapias de prótons e elétrons aplicada ao retinoblastoma**. 2008. 82f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

BRAGA, N. C. **Conhecendo os fios esmaltados (ART963)**. 2014. [online]. Disponível em: http://www.engineeringtoolbox.com/awg-wire-gauge-circular-mils-d_819.html. Acesso em: 12 jul. 2016.

CARUSO, F.; CARVALHO, B.H.V.; SANTORO, A. A física de altas energias e a terapia de câncer com prótons: motivações e perspectivas. In: ALVES, G.; Caruso, F.; MOTTA, H.; Santoro, A. (Eds.). **O Mundo das Partículas de Hoje e de Ontem**. São Paulo: Livraria da Física, 2000. p. 117-130.

CHAO, A. **Handbook of Accelerator Physics and Engineering**. World Scientific, 1999.

CHRISTÓVÃO, M. T. **PROPLAN - Sistema Computacional para o Planejamento da Protonterapia em Tumores Oculares**. 2010. 140f. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.

CHRISTÓVÃO, M. T.; CAMPOS, T. P. R. Análise da distribuição espacial de dose absorvida em próton terapia ocular. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p. 249-254, 2010.

COSTA, O. L. **Otimização do sistema de carga e descarga no porta-alvo de irradiação de H218O utilizando a produção de 18F- no Cíclotron Cyclone 30 do IPEN-CNEN/SP**. 2009. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

CST - Computer Simulation Technology. Applications. CST. [on-line] Disponível em: <https://www.cst.com/Applications>. Acesso em: 08 jun. 2016.

DILÃO, R.; ALVES-PIRES, R. **Nonlinear Dynamics in Particle Accelerators**. World Scientific Series on Nonlinear Science, 1996.

MICROTON. Instituto de Física da USP. História dos aceleradores no LAL. **Microton**. [on-line]. Disponível em: <http://portal.if.usp.br/microtron/pt-br/node/348>. Acesso em: 08 jun. 2016.

GEISLER, A. E.; BAUMGARTEN, C.; HOBL, A.; KLEIN, U.; KRISCHEL, D.; SCHILLO, M. Status Report of the Accel 250 MeV Medical Cyclotron. **Proceedings of “Cyclotrons 2004, the 17th International Conference on Cyclotrons and Their Applications**, v. 5. Tokyo, 2004.

GEISLER, A. E.; HOTTENBACHER, J.; KLEIN, U.; KRISCHEL, D.; SCHILLO, STEPHANI, T. Commissioning of the Accel 250 MEV proton cyclotron. **Cyclotrons and Their Applications 2007, Eighteenth International Conference**, p. 9-14. Italy, 2007.

GE HEALTHCARE. **PETtrace (TM) Production System - Technical Specification**. Direction 2102972-100, Revision 18. 2004.

INCA – Instituto Nacional do Câncer. Estimativa 2016-2017. **Instituto Nacional do Câncer**, 2016. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/index.asp?ID=1>. Acesso em: 08 ago. 2016.

JERMANN, M. Particle Therapy Patient Statistics (per end of 2013). **PTCOG**. 2014.

_____. Particle Therapy Statistics in 2014. **Int J Particle Ther**. v. 2, n. 1, p. 50-54, 2015. Disponível em: http://www.ptcog.ch/archive/patient_statistics/ijpt-15-00013.pdf. Acesso em: 08 jun. 2016.

JI, B.; YIN, Z. ; ZHANG, T. ; XING, J. ; ZHAO, Z., et al. **Design and Primary Test of Full Scale Cavity of Cyciae-100**, p. 183-185, 2010. Disponível em:

<https://accelconf.web.cern.ch/accelconf/Cyclotrons2010/papers/mopcp067.pdf>. Acesso em: 08 jun. 2016.

KASSAB, L. R. P. **Projeto, construção e teste do sistema de ímãs principais do acelerador microtron booster do IFUSP**. 1996. Tese (Doutorado em Física Nuclear) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

KASSAB, L. R. P.; TAKAHASHI, J. The design of the ifusp main race-track microtron accelerator end magnets. **Accelerator Conferences Website**, p. 1937-1939, 1998.

KASSAB, L. R. P.; MARTINS, M. N.; TAKAHASHI, J.; GOUFFON, P. Design of the main racetrack microtron accelerator end magnets of the Institute of Physics of University of São Paulo. **Physical Review Special Topics - Accelerators And Beams**, v. 2, n. 032401, p. 1-4, 1999.

KIM, J. W. Magnetic fields and beam optics studies of a 250 MeV superconducting proton radiotherapy cyclotron. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 582, n. 2, p. 366-373, 2007.

KLEIN, H. U., BAUMGARTEN, C., GEISLER, A., HEESE, J., HOBL, A. et al. New superconducting cyclotron driven scanning proton therapy systems. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 241, n. 1-4, p. 721-726, 2005.

KLEIN, H. U.; GEISLER, A.; HOBL, A.; KRISCHEL, D.; RÖCKEN, J. H. T. Design, Manufacturing and Commissioning of Compact Superconducting 250 MeV Cyclotrons for Proton Therapy: A Short Report from the Field. **IEEE/CSC & ESAS European Superconductivity News Forum**, v. 2, p. 1-6, 2007.

KLEEVEN, W. **Isochronous cyclotron and method of extraction of charged particles from such cyclotron**. Louvain-la-Neuve (BE), 2004.

KLEEVEN, W. ; ABS, M. ; DELVAUX, J. L. ; FORTON, E. ; JONGEN, Y. et al. Recent development and progress of IBA cyclotrons. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 269, n. 24, p. 2857-2862, 2011.

LAWRENCE, E. O. The evolution of the cyclotron. **Nobel Lecture**. 1951. Disponível em: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1939/lawrence-lecture.pdf. Acesso em: 08 jun. 2016.

LIVINGSTON, S.; BLEWETT, J. P. Particle Accelerators. **McGraw-Hill Book Company Inc.** United States: McGraw-Hill Book Company Inc., 1962. Disponível em: <https://archive.org/details/ParticleAccelerators>. Acesso em: 08 jun. 2016.

LOPES, M. D. L. **Projeto do microtron principal do IFUSP**. 2005. Tese (Doutorado em Física) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

LU, Y.; JING, W.; WANG, Z. MAIN MAGNET INSTALLATION FOR CYCIAE-100. **Proceedings of IPAC**. Shanghai: Accelerator Technology and Main Systems. 2013. p. 3336–3338.

MALAFRONTA, A. A. **Projeto e implementação do Sistema de Controle do Acelerador Microtron**. 2008. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

MARTI, F.; BLOSSER, H.; JOHNSON, LAWTON, D.; VINCENT, J. Separated Sector Cyclotron for the production of high intensity protons. **IEEE**, Michigan State University, p. 1057-1059, 1998.

MCMILLAN, E. The Synchrotron - A Proposed High Energy Particle Accelerator. **Physical Review**, v. 68, n. 5-6, p. 143-144, 1945.

NAPT - The National Association for Proton Therapy. The Science. **NAPT**. [on-line]. Disponível em: <http://www.proton-therapy.org/howit.htm>. Acesso em: 08 jun. 2016.

OLIVEIRA, H. B. **Modelos analíticos para o desenvolvimento de alvos metálicos de alta performance irradiados nos ciclotrons Cyclone 30 e Cyclone 18 do IPEN/CNEN-SP**. 2009. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

PAGANETTI, H. **Proton Therapy Physics**. Boca Raton: CRC Press, 2011.

PTCOG – Particle Therapy Co-operative Group. **Shielding design and radiation safety of charged particle therapy facilities**. Report 1. PTCOG Publications, 2010.

RABELO, L. A. **Projeto de acelerador circular para prótons para fins de teleterapia ocular**. 2012. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Belo Horizonte, Belo Horizonte, 2012.

REDHEAD, P. A. Microtrons in Canada. **La physique au Canada**, p. 9-16, 2003. Disponível em: <https://www.cap.ca/wyp/profiles/Redhead-Jan03.PDF>. Acesso em: 08 jun. 2016.

ROBERTS, A. The microtron as a high-energy, high current particle accelerator. **Annals of Physics**, v. 4, n. 1958, p. 115-165, jun. 1958.

ROSANDER, S. The development of the Microtron. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 177, p. 411-416, 1980.

ROSANDER, S. SEDLAČEK, M., WERNHOLM, O.; BABIĆ, H. The 50 MeV racetrack microtron at the royal institute of technology stockholm. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 204, n. 1, p. 1-20, 1982.

ROSE, M. E. Magnetic Field Corrections in the Cyclotron. **Physical Review**, v. 53, n. 9, p. 715-719, 1938.

SCHIFF, L. I. Production of Particle Energies beyond 200 Mev. **Review of Scientific Instruments**, v. 17, n. 1, p. 6, 1946.

SMITH, A. R. Proton therapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 51, n. 13, p. R491-R504, 2006.

SOCIETY, A. P. Ernest Orlando Lawrence and Milton Stanley Livingston. **APS Physics**. 2015. Disponível em:
<http://www.aps.org/programs/outreach/history/historicsites/lawrencelivingston.cfm>. Acesso em: 08 jun. 2016.

STRIJCKMANS, K. The isochronous cyclotron: principles and recent developments. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 25, n. 2, p. 69-78, 2001.

WIESZCZYCKA, W.; SCHARF, W. **Proton Radiotherapy Accelerators**. World Scientific, 2001.

WIJK., B. H.; WILSON, P. B. The racetrack microtron. An electron accelerator for medium energies. In: LAPOSTOLLE, P. M.; SEPTIER, A. L. (Eds.). **Linear accelerators**. Amsterdam, 1970.

WILSON, E. J. N. Fifty years of synchrotrons. In: MYERS, J. P. B. S. ; PACHECO, A. PASCUAL, R.; PETIT-JEAN-GENAZ, C. (Eds.), **Particle accelerator**. Proceedings. 5th European Conference (EPAC 96), C960610, p. 135-139. Sitges: Inst. Phys, 1996.

ZHANG, T., LI, Z.; CHU, C. 100 MeV H- cyclotron as an rib driving accelerator. **China Institute of Atomic Energy**, v. 5, 2004.

ZHANG, T.; CHU, C.; ZHONG, J.; YANG, J.; XING, J. Y. L.; WEI, S.; CHEN, R.; LI, Z. M. F. Magnet design and construction preparation for CYCIAE-100 at CIAE. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 261, p. 25-30, 2007.

ZHONG, J. Z. J. ; LU, Y. L. Y., YIN, Z. Y. Z., ZHANG, T. Z. T. ; XING, J. X. J. The Design of Magnetic Field Measurements System for CYCIAE-100. **IEEE Transactions on Applied Superconductivity**, v. 20, n. 3, p. 2019-2022, 2010.

ANEXOS

ANEXO A – DADOS ESTATÍSTICOS DE 28 DE OUTUBRO DE 2015 REFERENTES AO TRATAMENTO COM PRÓTONS EM TODO O MUNDO

Tabela 1. Informações sobre estatística de tratamento em próton terapia

PAÍS	CENTRO	PARTÍCULA	ENERGIA MÁX. (MeV)	FEIXE	INÍCIO	PACIENTES TRATADOS	DATA DO TOTAL
Canadá	<u>TRIUMF, Vancouver</u>	p	C 72	1 horiz.	1995	182	Dez-14
República Tcheca	<u>PTC r.s.o., Prague</u>	p	C 230	3 gantries**, 1 horiz.	2012	357	Dez-14
China	<u>WPTC, Wanjie, Zi-Bo</u>	p	C 230	2 gantries, 1 horiz.	2004	1078	Dez-14
China	<u>IMP-CAS, Lanzhou</u>	C-ion	S 400/u	1 horiz.	2006	213	Dez-14
China	<u>SPHIC, Shanghai</u>	p	S 250	3 horiz.**	2014	13	Dez-14
China	<u>SPHIC, Shanghai</u>	C-ion	S 430/u	3 horiz.**	2014	22	Dez-14
Inglaterra	<u>Clatterbridge</u>	p	C 62	1 horiz.	1989	2626	Dez-14
França	<u>CAL, Nice</u>	p	C165	1 horiz.	1991	5205	Dez-14
França	<u>CPO, Orsay</u>	p	S 250	1 gantry, 2 horiz.	1991	7004	Dez-14
Alemanha	<u>HZB, Berlin</u>	p	C 250	1 horiz.	1998	2525	Dez-14
Alemanha	<u>RPTC, Munich</u>	p	C 250	4 gantries**, 1 horiz.	2009	2307	Dez-14
Alemanha	<u>HIT, Heidelberg</u>	p	S 250	2 horiz., 1 gantry**	2009, 2012	824	Dez-14
Alemanha	<u>HIT, Heidelberg</u>	C-ion	S 430/u	2 horiz., 1 gantry**	2009, 2012	1723	Dez-14
Alemanha	<u>WPE, Essen</u>	p	C 230	4 gantries**, 1 horiz.	2013	139	Dez-14
Alemanha	<u>PTC, Uniklinikum Dresden</u>	p	C 230	1 gantry**	2014	50	Jun-15
Alemanha	<u>MIT, Marburg</u>	C-ion	S 430/u	3 horiz., 1 45deg.**	2015	first patients	Out-15
Itália	<u>INFN-LNS, Catania</u>	p	C 60	1 horiz.	2002	350	Dez-14
Itália	<u>CNAO, Pavia</u>	p	S 250	3 horiz., 1 vertical	2011	111	Dez-14

PAÍS	CENTRO	PARTÍCULA	ENERGIA MÁX. (MeV)	FEIXE	INÍCIO	PACIENTES TRATADOS	DATA DO TOTAL
Itália	<u>CNAO, Pavia</u>	C-ion	S 480/u	3 horiz., 1 vertical	2012	318	Dec-14
Itália	<u>APSS, Trento</u>	p	C 230	2 gantries**, 1 horiz.	2014	5	Dec-14
Japão	<u>HIMAC, Chiba</u>	C-ion	S 800/u	horiz.***, vertical** *	1994	8841	Dec-14
Japão	<u>NCC, Kashiwa</u>	p	C 235	2 gantries** *	1998	1560	Dec-14
Japão	<u>HIBMC, Hyogo</u>	p	S 230	1 gantry	2001	4652	Dec-14
Japão	<u>HIBMC, Hyogo</u>	C-ion	S 320/u	horiz., vertical	2002	2146	Dec-14
Japão	<u>PMRC 2, Tsukuba</u>	p	S 250	2 gantries** *	2001	3416	Dec-14
Japão	<u>Shizuoka Cancer Center</u>	p	S 235	3 gantries, 1 horiz.	2003	1757	Dec-14
Japão	<u>STPTC, Koriyama-City</u>	p	S 235	2 gantries**, 1 horiz.	2008	2797	Dec-14
Japão	<u>GHMC, Gunma</u>	C-ion	S 400/u	3 horiz., 1 vertical	2010	1486	Dec-14
Japão	<u>MPTRC, Ibusuki</u>	p	S 250	3 gantries** *	2011	1317	Dec-14
Japão	<u>Fukui Prefectural Hospital PTC, Fukui City</u>	p	S 235	2 gantries** *, 1 horiz.	2011	646	Mar-15
Japão	<u>Nagoya PTC, Nagoya City, Aichi</u>	p	S 250	2 gantries** *, 1 horiz.	2013	627	Dec-14
Japão	<u>SAGA-HIMAT, Tosu</u>	C-ion	S 400/u	3 horiz., vertical, 45 deg.	2013	547	Dec-14
Japão	<u>Aizawa Hospital PTC, Nagano</u>	p	C 235	1 gantry	2014	first patients	Oct-14
Polônia	<u>IFJ PAN, Krakow</u>	p	C 60	1 horiz.	2011	85	Dec-14
Rússia	<u>ITEP, Moscow</u>	p	S 250	1 horiz.	1969	4368	Dec-14
Rússia	<u>St.Petersburg</u>	p	S 1000	1 horiz.	1975	1386	Dec-12
Rússia	<u>JINR 2, Dubna</u>	p	C 200****	1 horiz.	1999	1069	Dec-14
Africa do Sul	<u>NRF - iThemba Labs</u>	p	C 200	1 horiz.	1993	524	Dec-14
Coreia do Sul	<u>NCC, Iisan</u>	p	C 230	2 gantries, 1 horiz.	2007	1496	Dec-14
Suécia	<u>The SkandionClinic, Uppsala</u>	p	C 230	2 gantries**	2015	first patients	Ago-15

PAÍS	CENTRO	PARTÍCULA	ENERGIA MÁX. (MeV)	FEIXE	INÍCIO	PACIENTES TRATADOS	DATA DO TOTAL
Nova Zelândia	<u>CPT, PSI, Villigen</u>	p	C 250	2 gantries**, ***, 1 horiz.	1984, 1996, 2013	7364	Dez-14
Taiwan	<u>Chang Gung Memorial Hospital, Taipei</u>	p	C 230	4 gantries**, *, 1 horiz. exp.	2015	first patients	Jul-15
EUA, CA.	<u>J. Slater PTC, Loma Linda</u>	p	S 250	3 gantries, 1 horiz.	1990	18362	Dez-14
EUA, CA.	<u>UCSF, San Francisco</u>	p	C 60	1 horiz.	1994	1729	Dez-14
EUA, MA.	<u>MGH Francis H. Burr PTC, Boston</u>	p	C 235	2 gantries**, *, 1 horiz.	2001	8107	Set-14
EUA, IN.	<u>IU Health PTC, Bloomington</u>	p	C 200	2 gantries**, *, 1 horiz.	2004-2014	2200	Dez-14
EUA, TX.	<u>MD Anderson Cancer Center, Houston</u>	p	S 250	3 gantries**, *, 1 horiz.	2006	5838	Dez-14
EUA, FL.	<u>UFPTI, Jacksonville</u>	p	C 230	3 gantries, 1 horiz.	2006	5376	Dez-14
EUA, OK.	<u>ProCure PTC, Oklahoma City</u>	p	C 230	1 gantry, 1 horiz, 2 horiz/60 deg.	2009	1690	Dez-14
EUA, PA.	<u>Roberts PTC, UPenn, Philadelphia</u>	p	C 230	4 gantries**, *, 1 horiz.	2010	2522	Dez-14
EUA, IL.	<u>Chicago Proton Center, Warrenville</u>	p	C 230	1 gantry, 1 horiz, 2 horiz/60 deg.	2010	1782	Dez-14
EUA, VA.	<u>HUPTI, Hampton</u>	p	C 230	4 gantries, 1 horiz.	2010	1200	Dez-14
EUA, NY.	<u>ProCure Proton Therapy Center, New Jersey</u>	p	C 230	4 gantries**, *	2012	1168	Dez-14
EUA, WA.	<u>SCCA ProCure Proton Therapy Center, Seattle</u>	p	C 230	4 gantries**, *	2013	420	Dez-14
EUA, MO.	<u>S. Lee Kling PTC, Barnes Jewish Hospital, St. Louis</u>	p	SC 250	1 gantry	2013	149	Dez-14
EUA, TN.	<u>Provision Center for Proton Therapy, Knoxville</u>	p	C 230	3 gantries**	2014	100	Ago-14

PAÍS	CENTRO	PARTÍCULA	ENERGIA MÁX. (MeV)	FEIXE	INÍCIO	PACIENTES TRATADOS	DATA DO TOTAL
EUA, CA.	<u>Scripps Proton Therapy Center, San Diego</u>	p	C 250	3 gantries**, 2 horiz.	2014	220	Dez-14
EUA, LA.	<u>Willis Knighton Proton Therapy Cancer Center, Shreveport</u>	p	C 230	1 gantry**	2014	28	Dez-14
EUA, FL.	<u>Ackerman Cancer Center, Jacksonville</u>	p	SC 250	1 gantry	2015	22	Mai-15

* S/C = Síncrotron (S) ou Cíclotron (C) or Síncrocíclotron (SC)

** com feixe de digitalização

*** com feixe de propagação e varredura de feixe

*** espalhamento de feixe

*** com feixe de varredura, pórtico 1 desde 1996, pórtico 2 desde 2013

Fonte: PTCOG, 2015 (<http://www.ptcog.ch/index.php/facilities-in-operation>)

ANEXO B – PROPRIEDADES DE MATERIAIS FORNECIDOS PELA BIBLIOTECA DE MATÉRIAS DO *SOFTWARE* CST STUDIO® 3D 2015**Tabela 1. Propriedades dos materiais definidos para compor o SCA**

Material						
Propriedades	Vácuo	Ferro	Ferro A6M	Aço	PEC	Cobre
Tipo de problema (aplicação)	<i>“Default”</i>	Baixa frequência	<i>“Default”</i>	Baixa frequência	<i>“Default”</i>	<i>“Default”</i>
Tipo	Normal	Não linear	Normal	Não linear	PEC	<i>Lossy Metal</i>
Permissividade elétrica (ϵ_r)	1,0	-----	5,9	-----	-----	$5,8 \times 10^7$
Permeabilidade magnética (μ_r)	1,0	1000	1,0	1000	1,0	< 1,0
Condutividade elétrica (S/m)	-----	$1,04 \times 10^7$	-----	$6,993 \times 10^6$	PTC (Condutor Térmico Perfeito)	-----
Condutividade magnética (1/Sm)	-----	-----	-----	-----	-----	-----
Condutividade térmica (W/K/m)	-----	79,5	2,0	65,2	-----	401,0
Densidade	-----	7870	-----	7870	-----	8930

Fonte: CST, 2015.

ANEXO C - TRABALHOS PUBLICADOS EM CONGRESSO

C.1 – RABELO, L. A.; CAMPOS, T. P. R. Mechanical design of a proton circular accelerator for therapy purposes. In: *(COBEM 2013)22nd International Congress of Mechanical Engineering*, 2013, Ribeirão Preto - SP.

C. 2 – RABELO, L. A.; CAMPOS, T. P. R. Recircular accelerator to proton ocular therapy. In: *(INAC 2013) International Nuclear Atlantic Conference*, 2013, Recife - PE.

ANEXO D – ARTIGO SUBMETIDO À REVISTA

D 1. Artigo publicado pela European International Journal of Science and Technology

D 2. Artigo submetido à Revista Militar de Ciência e Tecnologia

D 3. Artigo submetido à Scientia Plena

D 4. Artigo submetido à Medical Physics

ANEXO E – PATENTES E REGISTROS

Acelerador recircular de prótons e seus arranjos. Brasil PI11071842. Expedida em dezembro de 2012.

Inventores: Luisa Rabelo, Tarcísio Passos Ribeiro de Campos



Texto revisado de acordo com os parâmetros vigentes da norma culta da língua portuguesa (Brasil) e normas da ABNT (NBR 6023, 6027, 6028, 6034, 10520, 14724).

www.revisaoacademica.com.br