

**SISTEMA DE ACELERADOR LINEAR
COMERCIAL PARA RADIOTERAPIA**

**Guaratinguetá
2011**

FELIPE DE CARVALHO MORALES

SISTEMA DE ACELERADOR LINEAR COMERCIAL PARA RADIOTERAPIA

Trabalho de Graduação apresentado ao Conselho de Curso de Graduação em Engenharia Elétrica do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Graduação em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Marcio Abud Marcelino

Guaratinguetá
2011

Morales, Felipe de Carvalho
M828s Sistema de Acelerador Linear Comercial para Radioterapia / Felipe de
Carvalho Morales – Guaratinguetá : [s.n], 2011.
90 f : il.
Bibliografia: f. 88-90

Trabalho de Graduação em Engenharia Elétrica – Universidade
Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.
Orientador: Prof. Dr. Marcio Abud Marcelino

1. Aceleradores lineares I. Título

CDU 621.386.1

**SISTEMA DE ACELERADOR LINEAR COMERCIAL PARA
RADIOTERAPIA**

FELIPE DE CARVALHO MORALES

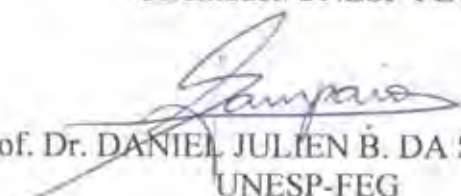
ESTE TRABALHO DE GRADUAÇÃO FOI JULGADO ADEQUADO
COMO PARTE DO REQUISITO PARA A OBTENÇÃO DO DIPLOMA DE
GRADUADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

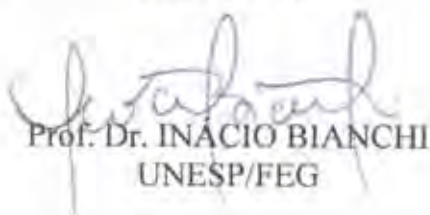
APROVADO EM SUA FORMA FINAL PELO CONSELHO DE CURSO
DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Prof. Dr. Samuel Euzédice de Lucena
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. MARCIO ABUD MARCELINO
Orientador/UNESP-FEG


Prof. Dr. DANIEL JULIEN B. DA S. SAMPAIO
UNESP-FEG


Prof. Dr. INÁCIO BIANCHI
UNESP/FEG

Dezembro de 2011

*A meus pais, irmãos e família.
Pelo carinho, dedicação, fé e confiança.*

*“Father, give us courage to change what must be altered,
serenity to accept what cannot be helped,
and the insight to know the one from the other.”*

Karl Paul Reinhold Niebuhr

MORALES, F. C. de. **Sistema de Acelerador Linear Comercial para Radioterapia.** 2011. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Guratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo sobre o funcionamento dos principais sistemas componentes de um acelerador linear de partículas (Linac). Aborda-se principalmente os componentes responsáveis pela formação do feixe, através da inclusão de diversos diagramas de blocos que apresentam os detalhes da estrutura. Entre os sistemas abordados pode-se citar o sistema do modulador, do controle automático de frequência, da dosimetria e sistemas auxiliares. Tem por objetivo realizar a divulgação da tecnologia básica aplicada nos aceleradores lineares e criar literatura referente a este assunto no idioma nacional. Apesar da grande complexidade e da numerosa quantidade de dispositivos que compõe um acelerador linear, desenvolveu-se um texto de fácil compreensão que aborda os assuntos mais relevantes no funcionamento do acelerador linear, do ponto de vista da engenharia elétrica.

PALAVRAS-CHAVE: Acelerador linear. Linac. Modulador. Controle automático da frequência. Sistema de dosimetria.

MORALES, F. C. de. Commercial Linear Accelerator System for Radiotherapy . 2011. Graduation Work (Graduation in Electrical Engineering) - Faculdade de Engenharia de Guratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

This paper presents a study about the operation of the major system's components of a linear particle accelerator (Linac). It addresses the components mainly responsible for the formation of the beam, through the inclusion of several block diagrams showing the details of the structure. Among the systems discussed may be mentioned the system modulator, automatic frequency control, dosimetry and auxiliary systems. The main objective is the dissemination of basic technology applied in linear accelerators and create literature about this subject in national language. Despite the high complexity and large number of devices that comprise a linear accelerator, it has been developed an easy to understand text that addresses the most relevant issues to the operation of the linear accelerator from the point of view of electrical engineering.

KEYWORDS: Linear accelerator. Linac. Modulator. Automatic frequency control. Dosimetry system.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sala de tratamento do Linac.....	19
Figura 2: Esquema de uma sala de tratamento..	19
Figura 3: Sala de controle de um Linac.....	20
Figura 4: Perfil do corpo de um acelerador linear.....	22
Figura 5: Acelerador linear em processo de instalação.....	23
Figura 6: Sistema do colimador de um Linac.....	24
Figura 7: Sistema de acessórios acoplado ao colimador..	24
Figura 8: Colimador com sistema de <i>multileaf</i>	25
Figura 9: Mesa de tratamento antes de ser instalada..	26
Figura 10: Acelerador linear, mesa de tratamento e pendente..	27
Figura 11: Console de um acelerador linear moderno.....	27
Figura 12: Monitor do console..	28
Figura 13: Teclado dedicado do console.....	29
Figura 14: Diagrama simplificado de funcionamento de um Linac..	31
Figura 15: Dispositivos utilizados na alimentação do Linac.	33
Figura 16: Quadro de distribuição de potência de um Linac.....	34
Figura 17: Diagrama de blocos do primary power distribution chassis..	35
Figura 18: Circuito de start do Linac e sistema de desligamento de emergência.....	38
Figura 19: Esquemático do circuito da bomba de água.....	41
Figura 20: Diagrama do sinal WATER/VAC.....	42
Figura 21: Diagrama de blocos da distribuição de potência para os filamentos..	43
Figura 22: Diagrama dos circuitos de falha segura..	45
Figura 23: Circuito dos relés KHV.....	47
Figura 24: Circuito de alimentação do relé HV ON.....	48
Figura 25: Diagrama do circuito das lâmpadas de sinalização.....	49
Figura 26: Diagrama de blocos da fonte de alimentação de alta tensão.....	51
Figura 27: Diagrama de blocos do modulador..	52
Figura 28: Fonte de alimentação das grades da thyatron..	53
Figura 29: Diagrama de blocos do circuito amplificador dos pulsos de disparo.....	55
Figura 30: Diagrama de blocos do circuito amplificador da DeQing..	56
Figura 31: Diagrama de blocos do circuito clipper..	58

Figura 32: Diagrama de blocos da distribuição de potência para os filamentos..	60
Figura 33: Diagrama de blocos do sistema de RF.....	62
Figura 34: Formas de onda no sistema AFC..	64
Figura 35: Diagrama de funcionamento de um circulador.....	65
Figura 36: Diagrama de um canhão de elétrons..	66
Figura 37: Seção de uma guia de onda.	67
Figura 38: Interior de uma guia aceleradora.....	68
Figura 39: Diagrama de blocos do sistema de dosimetria.....	69
Figura 40: Layout das placas das câmaras de ionização..	70
Figura 41: Processamento de sinal das câmaras de ionização.....	72
Figura 42: Diagrama de blocos do sistema Yield.....	75
Figura 43 Funcionamento básico da câmara de ionização..	81
Figura 44: Bomba iônica do tipo diodo.....	82
Figura 45: Sistema de refrigeração à água.....	83
Figura 46: Forma de onda na saída do transdutor de fluxo..	85
Figura 47: Diagrama de blocos do sistema de gás dielétrico..	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	- Corrente alternada
Amp.	- Amplificador
CVT	- Constant Voltage Transformer
DAC	- Digital analogic converter
DC	- Corrente contínua
HVOC	- High voltage over current
HVPS	- High voltage power supply
IARC	- International Agency for Research on Cancer
INCA	- Instituto Nacional do Câncer
I/L	- Interlock
LED	- Light emissor diode
LINAC	- Linear accelerator
MU	- Monitor unity
N.A.	- Normalmente aberto
OMS	- Organização Mundial da Saúde
PFN	- Pulse forming network
PPD	- Primary power distribution
PROM	- Programmable read only memory
RF	- Radiofrequência
SCR	- Silicon controlled rectifier
Sw.	- Switch

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Ampére
cMU	Centimonitor unit
°	Graus
°C	Graus Celsius
kV	Kilovolt
mA	Miliampere
mV	Milivolt
MU	Monitor unit
Ω	Ohm
V	Volt

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1 Objetivo	15
1.2 Motivação	15
1.3 Discussão do problema	15
1.4 Descrição dos Capítulos	16
1.5 Idioma inglês	17
2. INTRODUÇÃO AOS ACELERADORES LINEARES	18
2.1 Estruturas físicas	18
2.1.1 Sala de tratamento	18
2.1.2 Sala de controle	20
2.2 Principais estruturas e componentes	21
2.2.1 <i>Stand</i>	21
2.2.2 Grantry	22
2.2.3 Colimador	23
2.2.4 Mesa de Tratamento	25
2.2.5 Pendente	26
2.2.6 Console	27
2.2.7 Monitor	28
2.2.8 Teclado dedicado	28
2.3 Modos de operação	29
2.4 <i>Interlocks</i>	30
2.5 Funcionamento básico	30
3. SISTEMA DE DISTRIBUIÇÃO DE DE POTÊNCIA.....	33
3.1 Sistema de alimentação primária	33
3.2 Primary power distribution chassis	35
3.3 Alimentação dos motores	35
3.4 Alimentação da bomba de água	36
3.5 Alimentação monofásica	36
3.6 Circuito de start do Linac	37
3.7 Sistema de desligamento de emergência	39
3.8 Controle de potência auxiliar	40
3.9 Fontes de alimentação da alta tensão	44
3.9.1 Circuitos falha segura	44
3.9.2 Circuito dos relés KHV	46
3.9.3 Circuito do relé HV ON	47
4. Modulador	50
4.1 Fonte de alimentação de alta tensão	50
4.2 Diagrama de blocos do modulador	51
4.3 Fonte de alimentação das grades da thyatron	53
4.4 Circuito amplificador dos pulsos de disparo	54
4.5 Circuito da DeQing	55
4.6 Circuito de condicionamento de faltas	56
4.6.1 Circuito de <i>clipper</i> (ou MOD fault)	56
4.6.2 Circuito de interlock de sobrecorrente da alta tensão	59
4.6.3 Programação da tensão no filamento do canhão e da <i>magnetron</i>	60
5. SISTEMA DE RF	62
5.1 Sistema de ajuste de frequência automática	63

5.2	Circulador	65
5.3	Canhão de elétrons.....	66
5.4	Guia de Onda	67
5.5	Guia Aceleradora	67
6.	SISTEMA DE DOSIMETRIA	69
6.1	Câmara de ionização.....	70
6.2	Processamento do sinal das câmaras de ionização	71
6.2.1	Monitoramento da taxa de dose.....	71
6.2.2	Monitoramento da simetria.....	73
6.3	Monitoramento da energia.....	74
6.3.1	Circuitos analógicos do Yield.....	76
6.3.2	Circuitos digitais do Yield.....	77
7.	SISTEMAS DE SUPORTE	80
7.1	Sistema de vácuo	80
7.1.1	Fonte de alimentação do sistema de vácuo.....	80
7.1.2	Bomba iônica.....	81
7.2	Sistema de refrigeração à água	82
7.2.1	Circuito externo de água.....	82
7.2.2	Sistema interno de água.....	84
7.2.2.1	Transdutores de fluxo	85
7.3	Sistema de Gás Dielétrico.....	85
8.	CONCLUSÃO.....	87
	REFERÊNCIAS	88
	BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	90

1. INTRODUÇÃO

Atualmente, o câncer tem conquistado espaço na mídia e em esferas do governo devido a estimativas divulgadas pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA). Segundo levantamento recente, realizado pelo INCA, é esperada a descoberta de 520 mil novos casos de câncer no ano de 2012 apenas no território nacional.

Segundo levantamento realizado pela *International Agency for Research on Cancer*-IARC (2009), da Organização Mundial de Saúde (OMS), no ano de 2008 diagnosticou-se mais de 12 milhões de novos casos de câncer no mundo. No mesmo ano registraram-se sete milhões de mortes devido ao câncer e 25 milhões de pessoas diagnosticadas com câncer.

De acordo com uma estimativa da Organização das Nações Unidas-ONU (2010), o câncer deve matar mais de 13 milhões de pessoas por ano até 2030. Se comparados com os dados fornecidos para o ano de 2008, pode-se notar um aumento superior a 70% em relação ao número de mortes.

Apesar do alto índice de mortalidade, constantemente tecnologias são aperfeiçoadas para que se seja possível combater tais números. Entre os métodos utilizados atualmente no tratamento do câncer, pode-se citar: os procedimentos cirúrgicos, a teleterapia, a braquiterapia e a quimioterapia. É importante ressaltar que muitas vezes estes métodos são utilizados de forma combinada para aumentar sua eficácia.

Entretanto, apesar da grande demanda por tratamentos através da modalidade de teleterapia, na qual pode se encaixar os aceleradores lineares (também conhecidos como Linac) como o principal representante, o Brasil se encontra numa situação de déficit quando comparado os aparelhos atualmente existentes no país com os que seriam necessários para atender a toda a população brasileira.

Em entrevista dada à redação do jornal O Diário (22 nov. 2011), o secretário de saúde da cidade de Campos afirma que há hoje no Brasil um déficit de 40% no acesso de pacientes ao tratamento do câncer através de aceleradores lineares.

Devido a este déficit, é usual os pacientes serem submetidos a grandes filas de espera para que possam ser tratados, como também é usual se encontrar equipamentos sobrecarregados, tratando diariamente mais de 120 pacientes, o que torna o equipamento mais suscetível a falhas.

O déficit de aceleradores lineares apresentado pelo Brasil deve-se em grande parte pelo alto valor agregado a estes equipamentos. Deve-se ainda somar a este valor os impostos que

recaem sobre sua importação e a forte desvalorização da moeda nacional frente ao dólar americano, já que não existe uma produção nacional.

Devido aos fatos aqui apresentados, torna-se imperativo que haja investimentos nesta área de forma a suprir a demanda existente no país, seja através da aquisição de novos Linacs importados, seja através do desenvolvimento de um produto nacional nos anos seguintes. Independente de qual das opções se seguir, em ambas torna-se necessário o treinamento de profissionais suficientes para a instalação e manutenção destes equipamentos.

1.1 Objetivo

Este trabalho tem por objetivo apresentar a tecnologia básica associada aos aceleradores lineares, a qual abrange diversos aspectos da Engenharia Elétrica e Física. Com isso, pretende-se disseminar este conhecimento para que sirva de base para pesquisas e desenvolvimento de projetos no futuro, desta forma, auxiliando no desenvolvimento de tecnologia nacional aplicada no campo em questão.

1.2 Motivação

Pelo fato dos fabricantes de aceleradores lineares situarem-se em países estrangeiros, as informações técnicas relevantes sobre os aceleradores lineares encontram-se, em sua maioria, no idioma Inglês.

Além disso, para se obter tais informações é necessário que se trabalhe para o fabricante ou que se frequente cursos no exterior, que são altamente onerosos. Ou seja, tais informações são de difícil acesso.

Portanto, o desenvolvimento de um trabalho no idioma nacional permite a divulgação de uma tecnologia de difícil acesso.

1.3 Discussão do problema

Apesar de décadas após o surgimento do primeiro acelerador linear, a estrutura básica deste se manteve praticamente a mesma. Ou seja, mesmo que se compare Linacs de diferentes épocas ou fabricantes, ainda assim, a estrutura básica é relativamente igual, mesmo se considerando todos os avanços tecnológicos realizados na área nos últimos anos.

Independente de fabricante ou época em que foi concebido, um acelerador linear sempre terá uma câmara de ionização, uma guia aceleradora, um canhão de elétrons, um modulador, entre outros dispositivos.

Os avanços tecnológicos com certeza trouxeram melhorias no manuseio do equipamento, na interface homem-máquina, na segurança, na variedade de tratamentos e aplicações, na confiabilidade, no rendimento, na precisão, na automação de alguns dispositivos, no alinhamento do feixe, entre outros.

Este simples fato valida, portanto, uma análise dos princípios e dispositivos básicos relacionados a um acelerador linear através do uso de diagramas de blocos, que exemplifiquem o funcionamento em etapas de cada um dos dispositivos que compõe um Linac. Fornecendo-se assim conhecimentos que podem ser aplicados a todos os Linacs comerciais encontrados em operação no país.

Portanto, não há a intenção de apresentar neste trabalho os esquemáticos dos diversos circuitos de um acelerador linear de um determinado fabricante. Como também não há a intenção de comparar as diferentes tecnologias apresentadas pelos fabricantes atualmente.

Tendo estes fatos em consideração, são apresentados a seguir os dispositivos essenciais para a geração e controle de um feixe radioativo. Entretanto, alguns dispositivos não são analisados profundamente. Seja por causa do seu alto grau de complexidade que exigiria um trabalho dedicado somente a ele, como ocorre com os Consoles, devido ao excessivo uso de microprocessadores em suas atuais configurações. Seja por causa de sua baixa influência na geração de um feixe radioativo, como ocorre com os sistemas de acessórios, cuja função é auxiliar na colimação do feixe para que este fique no formato do tumor a ser tratado.

1.4 Descrição dos Capítulos

Este trabalho se encontra dividido em sete capítulos. No primeiro capítulo apresenta-se um resumo do cenário nacional com relação aos aceleradores lineares, assim como, os objetivos e motivações que culminaram na elaboração deste trabalho.

No segundo capítulo são apresentadas as informações básicas de um acelerador linear, de modo a familiarizar o leitor com alguns conceitos e termos, tornando possível a compreensão dos demais capítulos.

No terceiro capítulo apresenta-se o sistema de distribuição de potência, responsável pela distribuição de potência para todos os demais sistemas do Linac.

No quarto capítulo é apresentado o sistema do modulador de frequência, responsável pela geração pulsos de alta tensão que são disparados sobre a válvula *magnetron*, responsável pela criação de ondas de radiofrequência, e sobre o canhão de elétrons.

No quinto capítulo apresenta-se o funcionamento do sistema de radiofrequência, que consiste na geração de ondas de RF, sua transmissão, seu controle e sua utilização.

No sexto capítulo é apresentado o sistema de dosimetria, responsável por controlar o nível de alta tensão na saída do modulador, para através deste controlar a capacidade de penetração do feixe radioativo criado pelo Linac.

No sétimo capítulo são apresentados os sistemas auxiliares aos sistemas já apresentados. Entres estes encontram-se o sistema de refrigeração à água, o sistema de vácuo e o sistema de gás dielétrico.

1.5 Idioma inglês

As figuras com textos no idioma inglês serão mantidas na linguagem original, pois os seus termos são descritos ao longo do texto de forma com que o seu entendimento não será prejudicado. Alguns termos no desenvolvimento do trabalho também serão mantidos no idioma original, pois não é convencional a sua tradução entre as pessoas que trabalham na área da radioterapia.

2. INTRODUÇÃO AOS ACELERADORES LINEARES

Segundo a Siemens Medical Systems (1999), todas as células do corpo humano podem ser danificadas ou mortas se expostas a determinados níveis de radiação. Entretanto, as células cancerígenas apresentam uma menor resistência à radiação do que células saudáveis. Os aceleradores lineares, também chamados de Linacs, baseiam-se neste princípio para danificar células cancerígenas a ponto destas não mais conseguirem se regenerar ou se reproduzir, fazendo uso do máximo cuidado para que a radiação não afete tecidos saudáveis no processo.

2.1 Estruturas físicas

Para se entender o funcionamento dos diversos sistemas de um acelerador linear, incluindo o seu funcionamento básico, é necessário que se tenha um primeiro contato com os aceleradores lineares e os ambientes que envolvem este. Tais ambientes são apresentados a seguir.

2.1.1 Sala de tratamento

A sala de tratamento, também chamada de casa-mata ou *bunker*, é o local onde se localizam as estruturas responsáveis pela produção, monitoramento e conformação do feixe de radiação gerado pelo Linac. A sala de tratamento também contém uma série de dispositivos de auxílio à realização do tratamento clínico. A figura 1 apresenta um exemplo de sala de tratamento, onde um Linac já se encontra instalado, enquanto a figura 2 apresenta um *layout* de uma sala de tratamento.

Como é na sala de tratamento que ocorre a geração e emissão do feixe de radiação, é importante que a esta radiação fique confinada neste ambiente, evitando a exposição de outras pessoas que não o paciente.

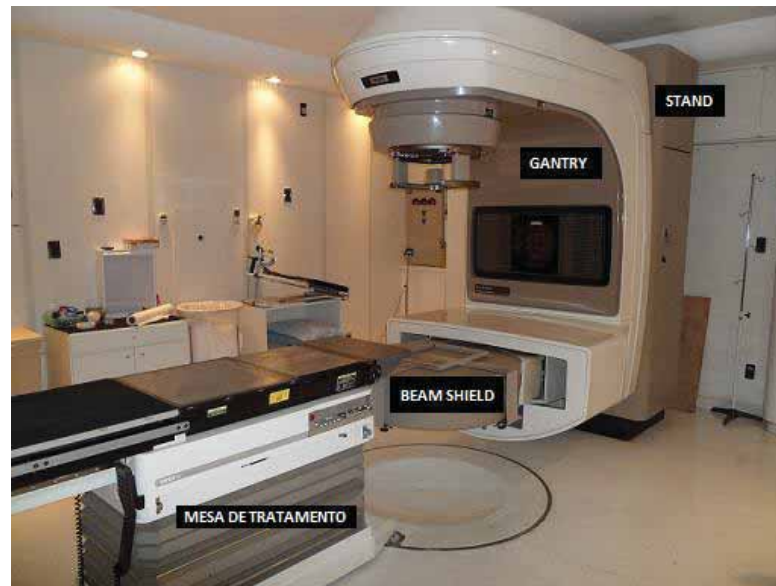


Figura 1: Sala de tratamento do Linac. Fonte: do autor.

Segundo a Siemens Medical Systems (1999), para evitar que a radiação se propague além dos limites da sala de tratamento, as paredes da sala são compostas de concreto maciço. A espessura das paredes da sala de tratamento deve ser projetada por um físico especialista em radioproteção, que se baseará nas energias que o Linac pode gerar. Quanto maior a energia do feixe, maior o poder de penetração deste e, portanto, maior a blindagem necessária para a sala de tratamento. Esta espessura de blindagem também é necessária no teto ou no piso da sala, caso exista um piso superior ou inferior à sala de tratamento respectivamente.

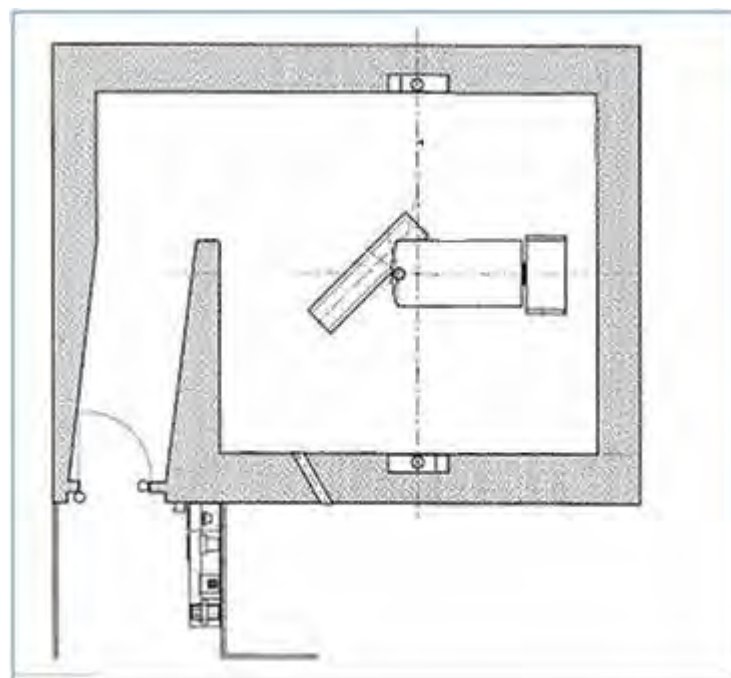


Figura 2: Esquema de uma sala de tratamento. Fonte: do autor.

Em alguns casos, devido ao pequeno espaço para a construção da sala de tratamento, esta poderá ter uma cinta de chumbo blindando a sala na região do isocentro. Outra opção é a instalação de um *beam shield* acoplado ao *gantry* do Linac (como pode ser visto na figura 1), cuja função é reter uma grande quantidade do feixe radioativo. A instalação de uma destas opções, ou ambas, reduz a espessura necessária para a blindagem das paredes da sala.

Apenas para esclarecer, o isocentro é um ponto físico imaginário localizado a uma distância fixa do alvo de tungstênio, onde a dose é máxima. Nos Linacs modernos, esta distância corresponde a 100cm. O isocentro também é o ponto de convergência do centro de rotação de todos os movimentos do Linac.

Por fim, as salas de tratamento devem possuir portas apropriadas para impedir que a radiação se propague através dela. Como não é viável que a porta possua o mesmo nível de blindagem que as paredes da sala de tratamento, é convencional que exista um labirinto na saída das salas de tratamento (conforme figura 2), de modo a reduzir a energia das partículas que alcancem a porta.

2.1.2 Sala de controle

A sala de controle é o local onde se localizam as estruturas responsáveis pelo controle do feixe de radiação gerado no LINAC. A figura 3 apresenta um exemplo de sala de tratamento.



Figura 3: Sala de controle de um Linac. Fonte: do autor.

Segundo Siemens Medical Systems (1999), a única especificação que as salas de controle devem seguir é quanto à distância desta em relação à sala de tratamento. Isso ocorre, pois os sinais de monitoramento gerados no acelerador linear são levados para a sala de controle através de cabos. Portanto, é necessário que o percurso realizado pelos cabos não exceda o comprimento máximo destes. Emendas ou a aquisição de cabos com comprimento superior do que o projetado pelo fabricante não são recomendados pois podem gerar ruídos, descasamento de impedâncias ou atenuação dos sinais.

2.2 Principais estruturas e componentes

A seguir são apresentadas as principais estruturas de um acelerador linear. Entretanto, é necessário entender há variações no aspecto construtivo destas estruturas quando se compara Linacs de diferentes fabricantes. Para uma aproximação mais simples, optou-se por demonstrar as estruturas em seu aspecto mais convencional.

2.2.1 *Stand*

A figura 4 apresenta o formato convencional do *stand*. O *stand* se encontra fixado a uma base que se encontra concretada no piso da sala, portanto, é o ponto de sustentação do equipamento.

Abaixo do *stand* se encontra um pequeno fosso pelo qual chegam ao equipamento a alimentação trifásica alternada, as mangueiras utilizadas pelo sistema de refrigeração à água e os cabos de comunicação com o console (unidade de controle localizada na sala de tratamento).

Os sistemas que se encontram localizado no *stand* dependem do projeto do fabricante. Entretanto, é usual o *stand* conter o sistema de refrigeração à água, o sistema de gás dielétrico, sistema de distribuição de potência, sistema de potência dos motores, fontes de alimentação e o modulador.



Figura 4: Perfil do corpo de um acelerador linear. Fonte: do autor.

2.2.2 Grantry

Fixado ao *stand* através de um rolamento, encontra-se o *gantry*, como pode ser visto na figura 3. Devido a este rolamento, o *gantry* pode realizar um movimento de rotação de 360° , possibilitando que o colimador (por onde sairá o feixe radioativo) possa ser direccionado da melhor forma possível para o tratamento clínico.

Considerando-se que há cabos, tubulações e mangueiras que passam do *stand* para o *gantry* através do centro do rolamento, o gantry pode realizar uma rotação de 180° no sentido horário ou anti-horário a partir da posição em que se encontra na figura 4.

Entre os sistemas contidos no *gantry* pode-se citar o sistema de RF, o sistema de dosimetria, canhão de elétrons, guia aceleradora e o colimador. Todos estes sistemas encontram-se na parte superior do *gantry*, tornando a distribuição de peso no sistema desproporcional.

Para que se equilibrar o sistema utiliza-se um contrapeso de aproximadamente 3,5 toneladas, segundo a Siemens Medical Systems (1999). A figura 5 mostra o contrapeso em detalhe no alto da imagem. Após a instalação do contrapeso, apesar do sistema ter aproximadamente sete toneladas, é possível que uma pessoa sozinha rotacione manualmente todo o sistema, desde que este esteja desconectado do redutor do motor do *gantry*.



Figura 5: Acelerador linear em processo de instalação. Fonte: do autor.

2.2.3 Colimador

Acoplado na cabeça do *gantry* encontra-se o colimador. A função do colimador é colimar o feixe de radiação criado pelo Linac. Tal função é realizada através da movimentação das mandíbulas, também chamadas de *jaws* do colimador. A figura 6 apresenta um colimador sem sua tampa que seja mais fácil visualizar suas mandíbulas.

Segundo a Varian Medical Systems (2005), as mandíbulas são construídas com material que impede que o feixe de radiação a atravesse, desta forma, delineando o formato do feixe de acordo com a sua abertura. Nos modelos mais antigos, os colimadores possuem quatro mandíbulas, que delimitam a abertura do campo em relação ao eixo x e ao eixo y de um plano cartesiano.

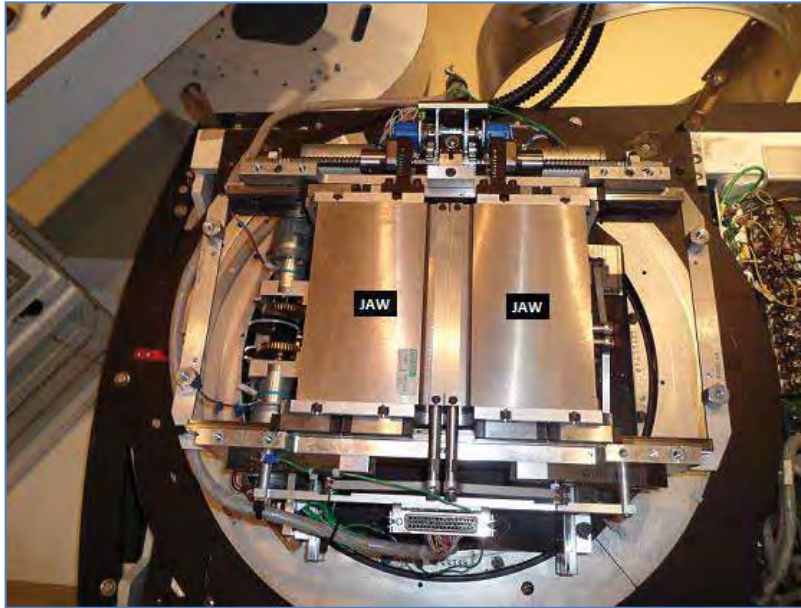


Figura 6: Sistema do colimador de um Linac. Fonte: do autor.

Entretanto, os tumores são dos mais diversos tamanhos e formas. Para que aumentar a eficácia de um tratamento, acoplado ao colimador existe um sistema que permite a conexão de acessórios de chumbo, construídos especialmente para cada paciente, que delimitam o feixe em um segundo plano, deixando-o no formato da área que se deseja irradiar com o feixe. A figura 7 demonstra o sistema de acessório conectado ao colimador.

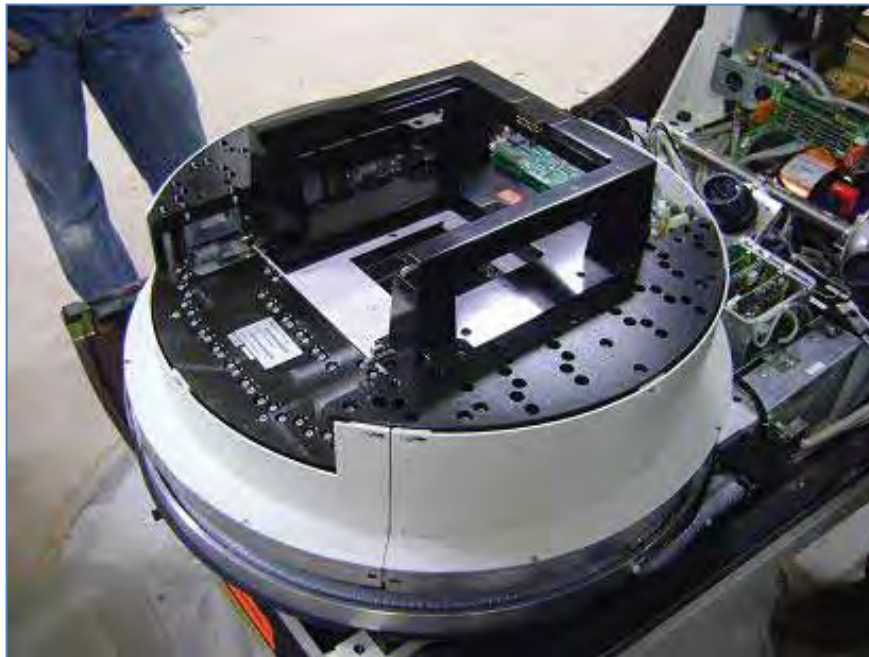


Figura 7: Sistema de acessórios acoplado ao colimador. Fonte: do autor.

Segundo a Siemens Medical Systems (2000), nos aceleradores mais modernos, este sistema foi substituído pelo sistema *multileaf*. Neste sistema, duas das mandíbulas do colimador são substituídas por uma série de “folhas”, que nada mais são do que pequenas mandíbulas, que possuem movimentos independentes. Desta forma, torna-se possível a realização de tratamento sem que o colimador tenha conectado em si um sistema de acessórios. A figura 8 apresenta um colimador com *multileaf*, onde pode se observar o conjunto de folhas do sistema.



Figura 8: Colimador com sistema de *multileaf*. Fonte: do autor.

Por fim, para aumentar a efetividade da colimação realizada no colimador, este pode ser rotacionado, sendo que seu centro de rotação se encontra alinhado com o isocentro do equipamento.

2.2.4 Mesa de Tratamento

Segundo Siemens Medical Systems (2001), é o local sobre o qual o paciente repousa durante o tratamento. Usualmente possui três graus de liberdade: vertical, longitudinal e lateral. Modelos mais novos podem possuir até seis graus de liberdade. Normalmente as

mesas englobam em sua estrutura todos os sistemas necessários para o seu funcionamento, exceto a sua alimentação (fornecida pelo sistema de distribuição de potência localizado no *stand*) e alguns sinais de controle e monitoramento no console. A figura 9 apresenta um modelo de mesa tratamento antes de ser instalado e sem o suporte de fibra de carbono (*table top*) sobre o qual o paciente se deita.

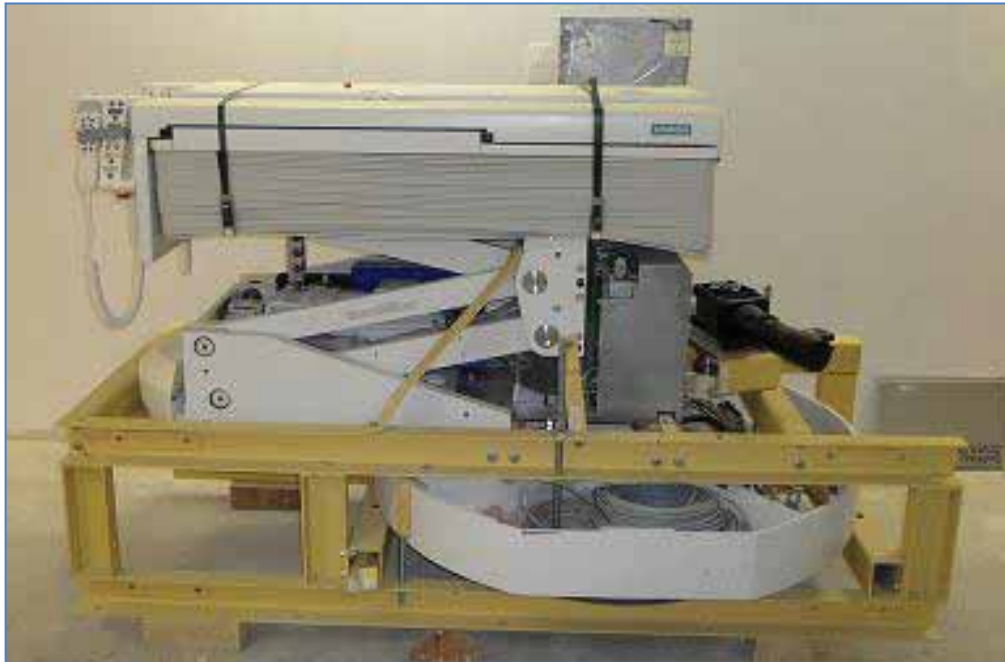


Figura 9: Mesa de tratamento antes de ser instalada. Fonte: do autor.

2.2.5 Pendente

Segundo Siemens Medical System (1999), o pendente (ou *handcontrol*) é uma interface onde o usuário pode executar alguns comandos como: movimentos (do *gantry*, colimador, mandíbulas, mesa), lâmpadas da sala, luz de campo, lasers de posicionamento do paciente, escala, entre outras funções que dependem do fabricante. A figura 10 apresenta um pendente com um acelerador linear ao fundo.



Figura 10: Acelerador linear, mesa de tratamento e pendente. Fonte: do autor.

2.2.6 Console

Segundo Varian Medical Systems (2005), concentra praticamente todo o processamento do Linac. Realiza a interface homem máquina através de software proprietário. Responsável pela monitoração e controle de todos os *interlocks* do sistema, além de também ser responsável pela sinalização destes através dos LEDs presentes na sua interface frontal. Nos modelos digitais permite a configuração de calibrações através de sua interface através dos *softpots*, onde conversores digital analógico realizam a função dos potenciômetros. A figura 11 apresenta o console de um determinado fabricante.



Figura 11: Console de um acelerador linear moderno. Fonte: do autor.

2.2.7 Monitor

Periférico de saída utilizado pelo console para fornecer informações sobre o sistema. Usualmente existe um segundo monitor dentro da sala de tratamento, dividindo o mesmo sinal de vídeo, permitindo que um engenheiro no interior da sala de tratamento possa verificar modificações nos *interlocks* do Linac. Através de sua interface principal é possível verificar as informações mais importantes sobre o estado do equipamento como taxa de dose, tempo de tratamento ou se há *interlocks* ativos e quais são estes. A figura 12 apresenta um monitor em cuja tela (no canto inferior esquerdo) pode se verificar o posicionamento das folhas do *multileaf*.



Figura 12: Monitor do console. Fonte: do autor.

2.2.8 Teclado dedicado

De acordo com Siemens Medical Systems (1999), é um teclado proprietário que, dependendo do fabricante, tem todas as suas teclas relacionadas especificamente aos comandos do Linac. É a interface de entrada do console, permitindo diversas configurações de calibração e configuração dos parâmetros do feixe de radiação a ser gerado (dose, tempo, taxa de dose, entre outros). A figura 13 apresenta a imagem de um teclado dedicado.



Figura 13: Teclado dedicado do console. Fonte: do autor.

2.3 Modos de operação

De acordo com Varian Medical Systems (2005), o Linac possui alguns modos de operação, cujo conhecimento é necessário para o entendimento dos capítulos subsequentes. A seguir apresenta-se a lista dos modos de operação juntamente com uma explicação básica destes.

- *Standby* ou *On*: selecionado usualmente através de uma chave seletora no Console ou no *stand*. Para poupar a vida útil de diversos elementos do Linac, quando este se encontra no estado *standby*, são retiradas as tensões de todos os filamentos, do sistema de alta tensão, e de qualquer outro sistema que gere calor. Quando no estado *on*, todas as alimentações de todos os sistemas são restauradas. Entretanto, é dado início a um período conhecido como *warm up*, cuja função é permitir que a temperatura nos filamentos chegue a um ponto ideal. Após o tempo de *warm up* ser finalizado, o Linac está pronto para gerar feixes de radiação

- *Beam off* e *Beam on*: O estado de *beam off* é aquele no qual se encontra o Linac após o término do tempo de *warm up* e sempre que um feixe de radiação não estiver sendo gerado. O estado de *beam on* é iniciado com a configuração dos parâmetros do feixe através do console. Entretanto, por segurança, a geração do feixe não é iniciada enquanto algum *interlock* estiver ativo ou enquanto a chave seletora do teclado dedicado não for retirada da posição *disable* e colocada na posição *enable*. Com os parâmetros configurados e com chave do teclado

dedicado na posição correta, o Linac passa para o estado de *beam on* e um feixe de radiação é gerado.

2.4 Interlocks

Segundo Varian Medical Systems (2005), os *interlocks* são causados por condições que impossibilitem o Linac de operar corretamente. Os *interlocks* são gerados no console e demonstrados no monitor para que o operador ou engenheiro de manutenção possa tomar conhecimento do *interlock* ocorrido.

Por se tratar de condições que representam uma operação incorreta do Linac, sempre que um *interlock* ocorrer, o Linac é colocado em uma condição de segurança.

Considerando um tratamento clínico, os *interlocks* de dosimetria são considerados majoritários, retornando o Linac ao estado de *standby* sempre que estes ocorrerem. Durante o estado de *beam on*, se por eventualidade ocorrer um *interlock*, o Linac tem o feixe interrompido (estado *beam off*) para que se possa averiguar a causa da falha.

2.5 Funcionamento básico

Os Linacs produzem, monitoram, controlam e conformam um feixe de radiação, de forma eficaz e segura em um alvo determinado. Basicamente, o feixe de radiação é produzido através do impacto de elétrons de alta energia em um alvo de tungstênio. Um diagrama do funcionamento básico do Linac é apresentado na figura 14.

Segundo Philips Electronics U.K. Limited (1996), as fontes de alimentação de alta tensão (HVPS), através da alimentação trifásica que alimenta o Linac, gera tensões DC de até 20kV.

No modulador, uma válvula de alta potência do tipo *Thyratron* descarrega essa tensão sobre um transformador de pulso. Entretanto, esse processo de descarga ocorre através de pulsos, cuja frequência é determinada pelo sistema de controle chamado Console. Após um período de descarga, sucede-se um período de carga e assim sucessivamente.

O pulso de alta tensão do modulador é direcionado para um transformador de pulso que possui três enrolamentos. O enrolamento secundário eleva o nível da tensão gerada no modulador e a descarrega sobre o filamento de uma válvula *magnetron*, que gera ondas de radiofrequência numa determinada frequência em uma guia de onda. O enrolamento terciário

do transformador de pulso gera um pulso de alta tensão em um canhão de elétrons, gerando um campo elétrico que guia os elétrons livres provenientes de um filamento aquecido.

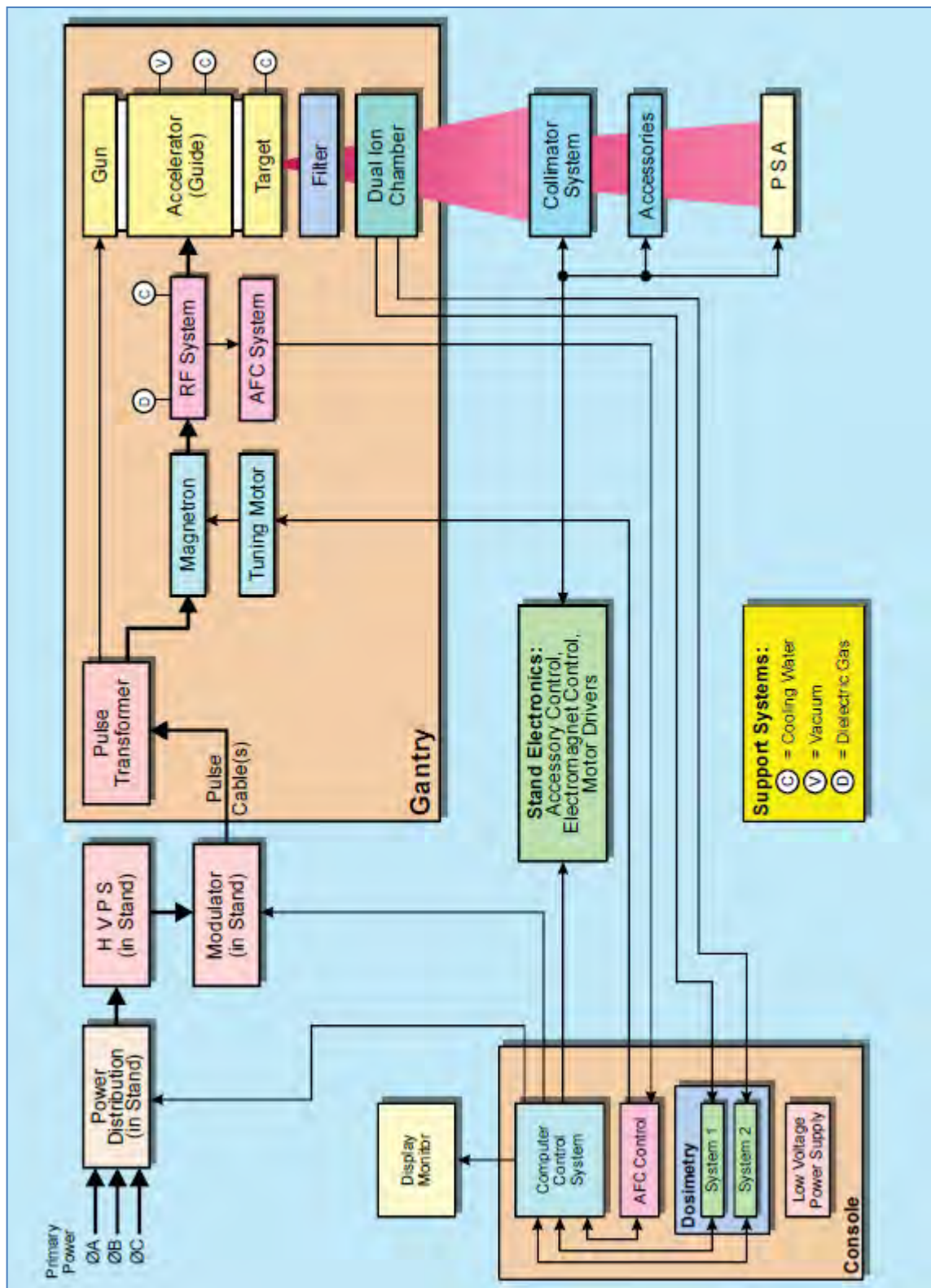


Figura 14: Diagrama simplificado de funcionamento de um Linac. Fonte: Varian Medical Systems.

Os elétrons gerados pelo canhão de elétrons e a potência RF gerada pela *magnetron* são injetados em uma guia aceleradora. Na guia aceleradora, a potência RF ressona em diversas cavidades ressonantes. Os elétrons se injetados no tempo correto são acelerados pelo campo elétrico da potência RF, chegando a velocidades próximas a da luz.

Segundo Philips Electronics U.K. Limited (1996), os elétrons acelerados são então colididos com um alvo de tungstênio. A energia dos elétrons é dissipada no momento do choque em forma de calor e na produção de fótons (raios-X). Durante o impacto, uma corrente residual é gerada no alvo (*target*) que se encontra aterrado por um divisor de tensão. Uma amostra de tensão do divisor é enviada para o sistema de Yield que controla a energia do feixe gerado através do nível de tensão do pulso de saída do modulador.

O feixe de radiação gerado no impacto não possui formato definido, sendo necessário delinear-lo. A delimitação do formato do feixe é realizada por placas (mandíbulas), que impedem a passagem dos raios-X através destas, colimando o formato do feixe de acordo com a sua posição. A este sistema de placas, dá-se o nome de colimador.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o feixe de radiação produzido, não é uniforme, sendo a energia deste inicialmente em formato de cone. Um filtro de *flattening* (filtro aplanador) é utilizado para conformação do feixe, para que este tenha um perfil plano em uma dada energia.

Abaixo do filtro, estão localizadas as câmaras de ionização, responsáveis por medir a radiação do feixe de raios-X e encerrar a geração deste quando a dose planejada para o tratamento for completamente entregue.

3. SISTEMA DE DISTRIBUIÇÃO DE DE POTÊNCIA

O sistema de distribuição de potência de um acelerador linear depende do fabricante e do modelo do Linac. Entretanto, independente de modelos e fabricantes, todos possuem a mesma função, proteger e distribuir potência para todos os sistemas do equipamento.

Devido à potência utilizada pelos Linacs, sua alimentação é realizada através de uma rede trifásica. A maneira como essa potência é entregue depende normalmente do fabricante, entretanto, estes seguem um determinado padrão.

Antes que o Linac seja alimentado, é necessário que sua alimentação seja tratada por uma série de equipamentos, de modo a garantir um tratamento clínico seguro ao paciente e a integridade da estrutural do Linac.

3.1 Sistema de alimentação primária

O sistema de alimentação primária se refere aos equipamentos utilizados no sistema que alimenta o Linac. Esses equipamentos são sugeridos pelo fabricante, entretanto, é de total responsabilidade da instituição detentora do Linac providenciá-los.

Podem ser citados como componentes deste sistema: o quadro de distribuição, o estabilizador eletrônico de tensão e o condicionador de rede. A figura 15 apresenta uma foto destes componentes. A seguir apresenta-se os equipamentos padrões utilizados para tratar a alimentação de um Linac.



Figura 15: Dispositivos utilizados na alimentação do Linac. Fonte: do autor.

•QDF: No quadro de distribuição de força, encontram-se os primeiros elementos de proteção do sistema elétrico dos Linacs. Normalmente, é composto de um disjuntor tripolar geral com proteção de sobrecorrente, de um contator magnético tripolar (utilizado em lógicas para desligamento do quadro) e de um disjuntor diferencial residual (proteção contra correntes de fuga). A figura 16 demonstra o esquemático de um QDF padrão utilizado atualmente em Linacs.

•Estabilizador Eletrônico de Tensão: Responsável pela proteção contra sobretensão, subtensão e transientes. É extremamente necessário já que variações nas tensões fornecidas ao Linac acarretam em variações na tensão nominal das fontes de alimentação do Linac, gerando *interlocks*.

• Condicionador de Rede: Atua basicamente como um transformador, adequando a tensão da rede à tensão de entrada do Linac. Normalmente possui diversos *taps* para comutação, possibilitando diversas configurações, conforme pode ser visto na figura 15. Esta configuração é realizada no momento da instalação de acordo com a tensão nominal da rede que alimentará o Linac.

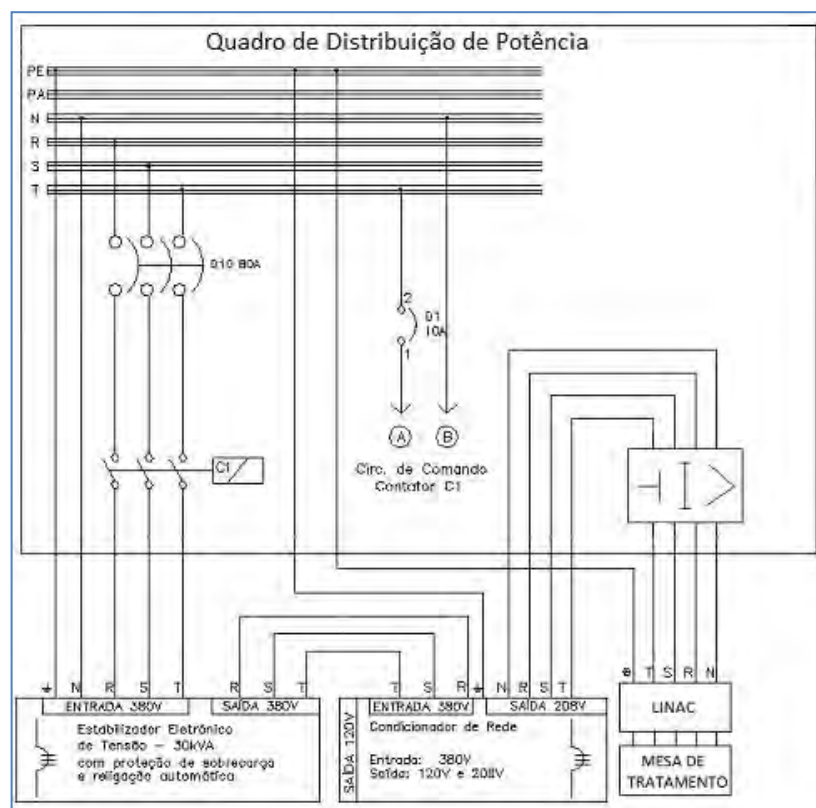


Figura 16: Quadro de distribuição de potência de um Linac. Fonte: Siemens Medical Systems.

3.2 Primary power distribution chassis

O *Primary Power Distribution Chassis*, que é referido como PPD Chassis, compreende a entrada de alimentação e a distribuição de potência para todos os subsistemas do Linac. Na figura 17, está demonstrado o diagrama de blocos do PPD.

Segundo Varial Medical Systems (2005), a entrada do PPD Chassis corresponde ao terminal TB1, na qual são conectados os cabos de alimentação vindos do condicionador de tensão. Normalmente no Brasil, a alimentação dos Linacs é uma rede trifásica alternada com tensão de fase de 220V. O condicionador de tensão é o elemento de adequação, fornecendo uma tensão de fase de 208V para o Linac. Entretanto, alguns Linacs também estão dimensionados para aceitar alimentações com tensão de fase de 240V.

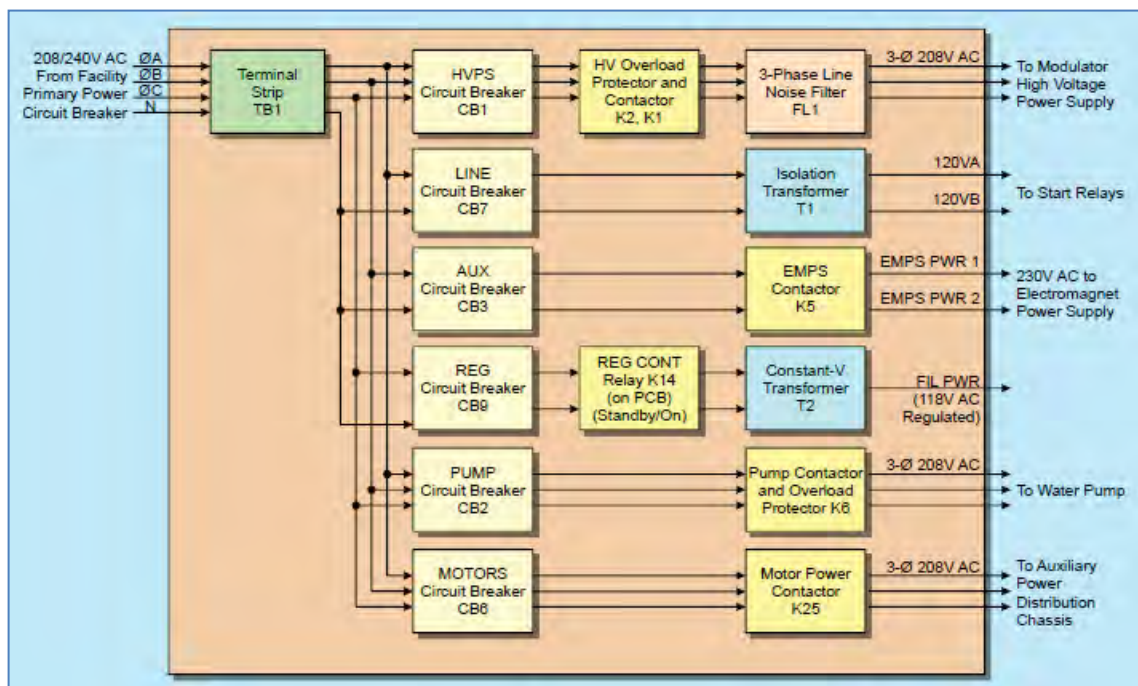


Figura 17: Diagrama de blocos do primary power distribution chassis. Fonte: Varian Medical Systems.

O terminal de entrada TB1 direciona a alimentação aos disjuntores dos diversos sistemas do Linac. A seguir, descreve-se cada um destes sistemas.

3.3 Alimentação dos motores

Através do disjuntor CB6, a rede trifásica alternada é direcionada às fontes de alimentação que são responsáveis por alimentar os motores do Linac. Caso a tensão da linha

exceda o seu valor seguro, o relé de comando K25 é responsável por realizar o desligamento de todos os motores.

3.4 Alimentação da bomba de água

Através do disjuntor CB2, a rede trifásica é direcionada ao relé de comando K6, que por sua vez alimenta o motor da bomba de água localizada no *stand*. O disjuntor CB2 está projetado para proteger o motor caso o sistema da bomba seja obstruído por detritos.

No caso de obstrução por detritos, segundo Varian Medical Systems (2005), o motor exige uma corrente maior do que a sua nominal, entretanto, essa corrente excedente não é suficiente para desarmar um disjuntor convencional. Por esta razão, CB2 é um disjuntor térmico, equipado com uma lâmina bi-metálica, que no caso de sobrecarga térmica abre o seu contato, retirando a alimentação do motor da bomba e da bobina do relé K6.

A alimentação de tensão alternada de 120V da bobina do relé K6 é suprida pelo sinal CONTPWRB (descrito na seção 3.6). No *stand*, o sinal CONTPWRB atravessa dois dispositivos de segurança antes de alimentar a bobina do relé. O primeiro é um termostato que abre o seu contato quando a temperatura da água do circuito interno do Linac atinge uma temperatura superior a 48°C. O segundo é uma chave de nível, que abre seu contato quando o nível de água do reservatório está muito baixo. Se qualquer um destes dois dispositivos for acionado, a alimentação da bobina de K6 é interrompida, desligando o motor da bomba.

3.5 Alimentação monofásica

Segundo Varian Medical Systems (2005), muitos dos componentes do Linac necessitam de alimentação monofásica com tensão alternada de 120V. Entre estes componentes se encontram fontes de alimentação, ventiladores, relés de alta tensão, solenóides, entre outros.

As fases A e C do sistema trifásico que alimenta o terminal TB1 são direcionadas para o disjuntor CB7, que alimenta o primário do transformador de isolamento T1. Ambas as bobinas (do primário e do secundário) do transformador possuem *taps* que possibilitam o ajuste da tensão de saída para 120V. Ainda, a bobina do secundário possui um *center-tap* conectado ao terra do chassis, possibilitando duas saídas de tensão alternada de 120V de fases opostas. Estas duas saídas recebem a denominação 120VA e 120VB.

O sinal 120VA alimenta as diversas fontes de alimentação e os ventiladores (*coolers*) do Linac. O sinal 120VB alimenta relés, solenóides e outros dispositivos indutivos que podem gerar picos de ruídos durante o funcionamento do Linac.

Ambos os sinais são conectados a relés do circuito de *start* do Linac (descrito abaixo na seção 3.6), através dos disjuntores CB10 e CB11.

3.6 Circuito de start do Linac

Segundo Varian Medical Systems (2005), o circuito de *start* do Linac possui relés, cujas bobinas utilizam alimentação oriunda do sistema de desligamento de emergência. Portanto, para se poder ligar o Linac, todas as chaves de emergência devem estar fechadas. Uma vez que o Linac esteja ligado, se qualquer chave de emergência for pressionada, toda alimentação dos motores e controle do Linac é interrompida.

O diagrama da figura 18 apresenta o circuito de *start* do Linac. Ao se pressionar o botão *push-bottom start*, o sinal 120VB (provido ao sistema através do disjuntor CB11), através do contato N.A. (normalmente aberto) do botão, alimenta a bobina dos relés *START1* (relé K1) e *START2* (relé K2).

Os contatos dos relés K1 e K2 alimentam o Linac com os sinais 120VA e 120VB, que agora são denominados CONTPWRA e CONTPWRB. O sinal CONTPWRA é direcionado para o Console, onde a fonte de alimentação de baixa tensão produz diversas tensões DC, incluindo a tensão +24V.

A tensão DC de +24V gerada no console, alimenta a linha de chaves de emergência até alimentar a bobina dos relés EMOFF1 (relé K3) e EMOFF2 (relé K4). As bobinas destes relés permanecem alimentadas enquanto nenhuma chave de emergência é acionada.

Com os contatos dos relés K3 e K4, o sinal CONTPWRB é direcionado para as bobinas dos relés K1 e K2, fechando um selo sobre o botão de *start*, que mantém o sistema alimentado, desde que nenhuma chave de emergência seja pressionada.

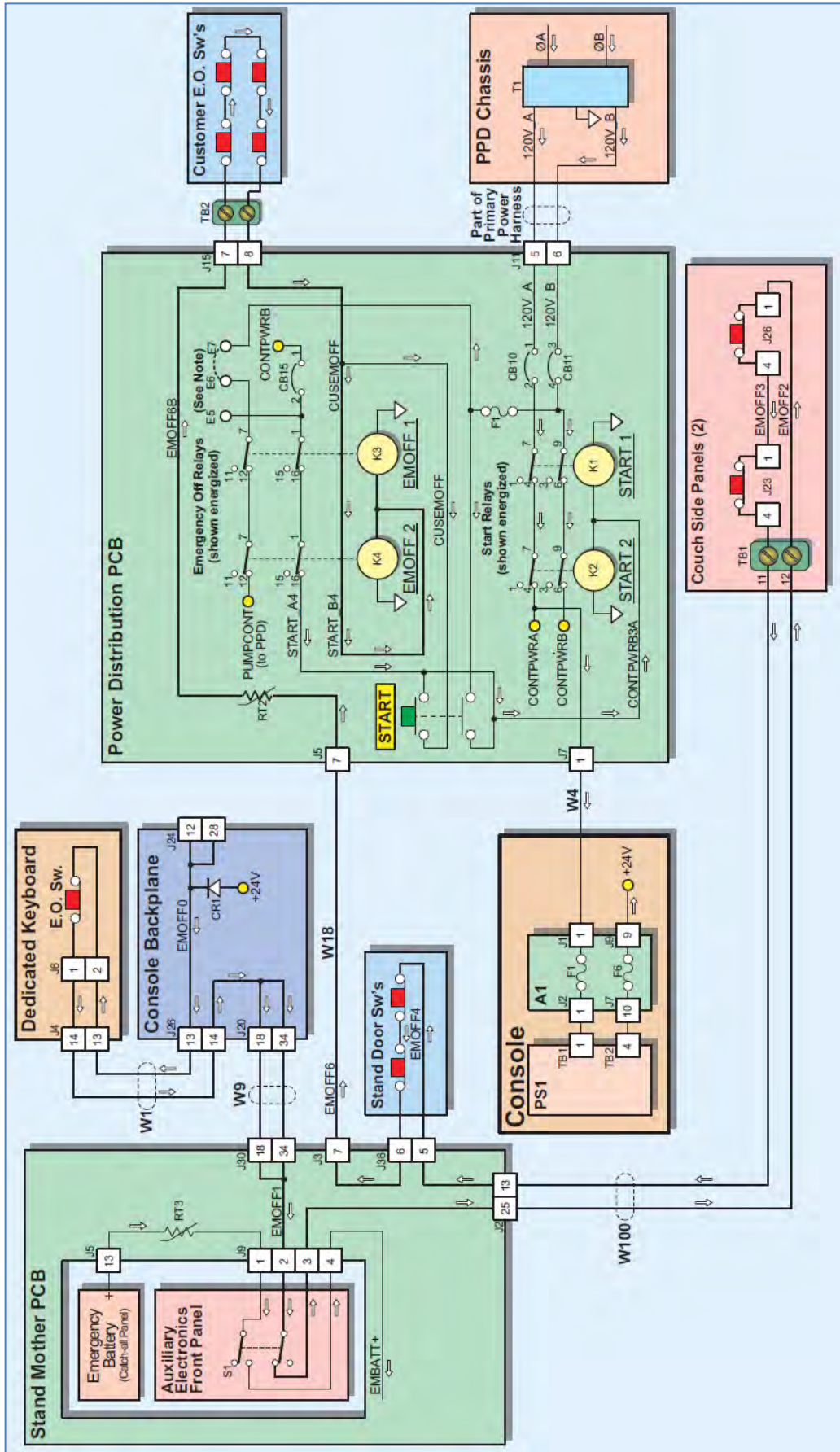


Figura 18: Circuito de start do Linac e sistema de desligamento de emergência. Fonte: Varian Medical Systems.

3.7 Sistema de desligamento de emergência

O desligamento de emergência é realizado no caso de necessidade de desligamento imediato do Linac de modo a preservar a integridade do paciente ou do equipamento. A figura 18 exemplifica o esquemático do circuito de emergência. Existem cinco modos do desligamento de emergência ser acionado:

- Acionamento através dos painéis laterais da mesa de tratamento (Couch Side Panels Sw's);
- Acionamento através dos botões de emergência nas portas do *stand* (*stand door sw's*);
- Acionamento através do botão de emergência no teclado dedicado (E.O. Sw.);
- Acionamento através dos botões de emergência da sala de tratamento (Customer E.O. Sw's);
- Acionamento da chave S1 no *Auxiliary Electronics Front Panel*.

Todas as chaves de emergência são normalmente fechadas e encontram-se conectadas em série, portanto se acionada qualquer uma destas chaves, o Linac é desligado. Por segurança, em alguns modelos estas chaves são do tipo retenção, sendo necessário cuidado redobrado no acionamento destas em caso de testes para que não se esqueça nenhuma chave acionada.

Segundo Varian Medical Systems (2005), durante um tratamento, no caso de desligamento do Linac devido à falha, interrupção do fornecimento de potência elétrica, ou acionamento de chave de emergência, é necessária a remoção do paciente. Para isso, deve-se acionar a chave S1 no *Auxiliary Electronic Front Panel*. Este procedimento permite que a bateria de emergência seja usada para alimentar os motores da mesa de tratamento, possibilitando a remoção do paciente.

Se em qualquer outra situação a chave S1 for acionada, o Linac é imediatamente desligado, pois esta chave se encontra em série com as demais chaves de emergência.

3.8 Controle de potência auxiliar

O Linac, após ligado, possui dois modos de operação: *standby* e *on*. A seleção entre estes dois modos é realizada através de uma chave seletora localizada no Console ou no *Stand* (depende do fabricante). A seguir são explicados os eventos que se seguem em cada um destes modos de operação.

De acordo com a figura 17, através do disjuntor CB3 no PPD Chassis, a rede trifásica é direcionada aos contatos do relé K5. Quando a bobina deste for alimentada e seus contatos se fecharem, as fases são direcionadas para a fonte de alimentação do eletromagneto.

Através do disjuntor CB9 no PPD Chassis, as fases A e C são direcionadas aos contatos do relé K14. Quando o relé fecha seus contatos, o relé alimenta a bobina do primário do transformador de tensão constante T2 (CVT ou *constant voltage transformer*).

Segundo Varian Medical Systems (2005), CVTs são transformadores que operam na região de saturação magnética (técnica da ferro-ressonância). Quando o núcleo de um transformador se encontra em saturação, grandes variações de corrente no primário produzem pequenas variações no fluxo magnético. Como a corrente do primário e o fluxo magnético são respectivamente proporcionais às tensões do primário e do secundário, então grandes variações de tensão no primário produzem pequenas variações de tensão no secundário.

Neste caso em particular, o CVT é utilizado, pois a tensão que alimenta o filamento do canhão de elétrons não pode sofrer variações. A tensão de aquecimento do filamento é ajustada de forma a deixá-lo em estado de saturação. Se esta tensão sofre algum acréscimo, a corrente sobre o filamento aumenta, causando danos ao filamento e diminuindo sua vida útil.

Segundo Varian Medical Systems (2005), na situação de *standby*, é retirada a alimentação elétrica de todos os dispositivos do Linac que causem aquecimento. Entre estes dispositivos, pode-se citar: filamentos e fonte de alimentação do eletromagneto, entre outros. Portanto, o uso do modo *standby* quando o Linac não estiver sendo utilizado para tratamentos, faz com que se aumente a vida útil de diversos componentes do sistema, vários deles de alto valor monetário.

Após o Linac ser ligado, como pode ser visto na figura 18, o sinal CONTPWRB é direcionado para o circuito de acionamento do motor da bomba de água. Analisando-se o diagrama da figura 19, o sinal CONTPWRB é direcionado para a chave de nível do reservatório de água e para a chave de sobretemperatura (ambas em série), se tornando o sinal H2OFLOAT. Este, por sua vez, é direcionado através dos contatos auxiliares do disjuntor CB2 (circuito do motor da bomba de água) e alimenta a bobina do relé K6. Quando os

contatos de K6 são fechados, a alimentação trifásica provida pelo terminal TB1 liga o motor da bomba de água.

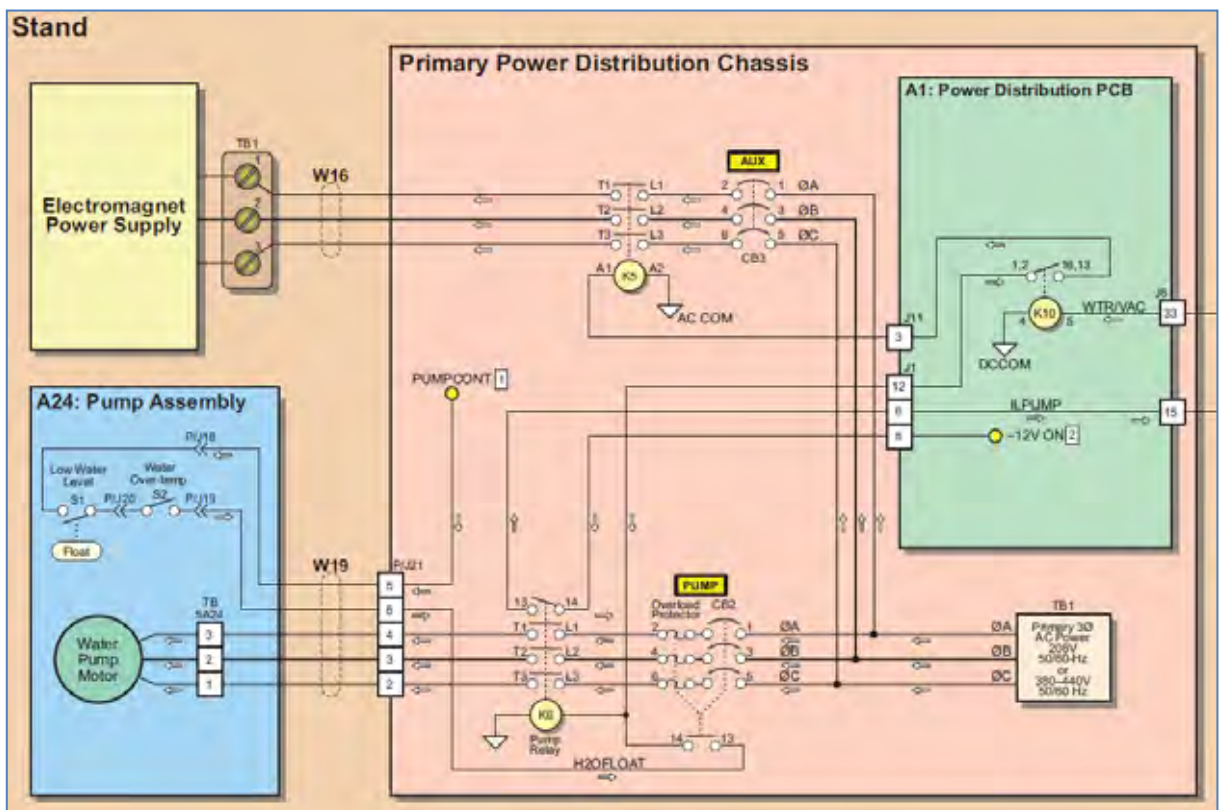


Figura 19: Esquemático do circuito da bomba de água. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical Systems (2005), como pode ser visto no diagrama da figura 20, quando o operador, através da chave seletora de modo de operação no Console, retirar o Linac do modo *standby* e colocá-lo no modo *on*, e se não houver nenhum *interlock* majoritário ativo, o Console gera o sinal WATER/VAC que alimenta a bobina do relé K10. Através dos contatos deste relé, o sinal H2OFLOAT alimenta a bobina dos relés K5 e K14, e o cronômetro do filamento que indica o tempo pelo qual os filamentos permaneceram energizados durante sua vida útil.

Através dos contatos do relé K5, a rede trifásica é direcionada para a fonte de alimentação do eletromagneto. Enquanto que, através dos contatos do relé K14, as fases A e C alimentam a bobina do primário do transformador T2.

A saída do transformador de tensão constante T2, chamada de FILPWR, é uma tensão AC regulada em 118V. Como pode ser visto no diagrama de blocos da figura 21, através do disjuntor CB14 e CB16, o sinal FILPWR gera os sinais DQFILPWR e MNFILPWR. Estes

dois sinais são então direcionados a transformadores *step-down* que geram as alimentações dos filamentos da válvula *DeQing* e da válvula *main thyatron*, respectivamente.

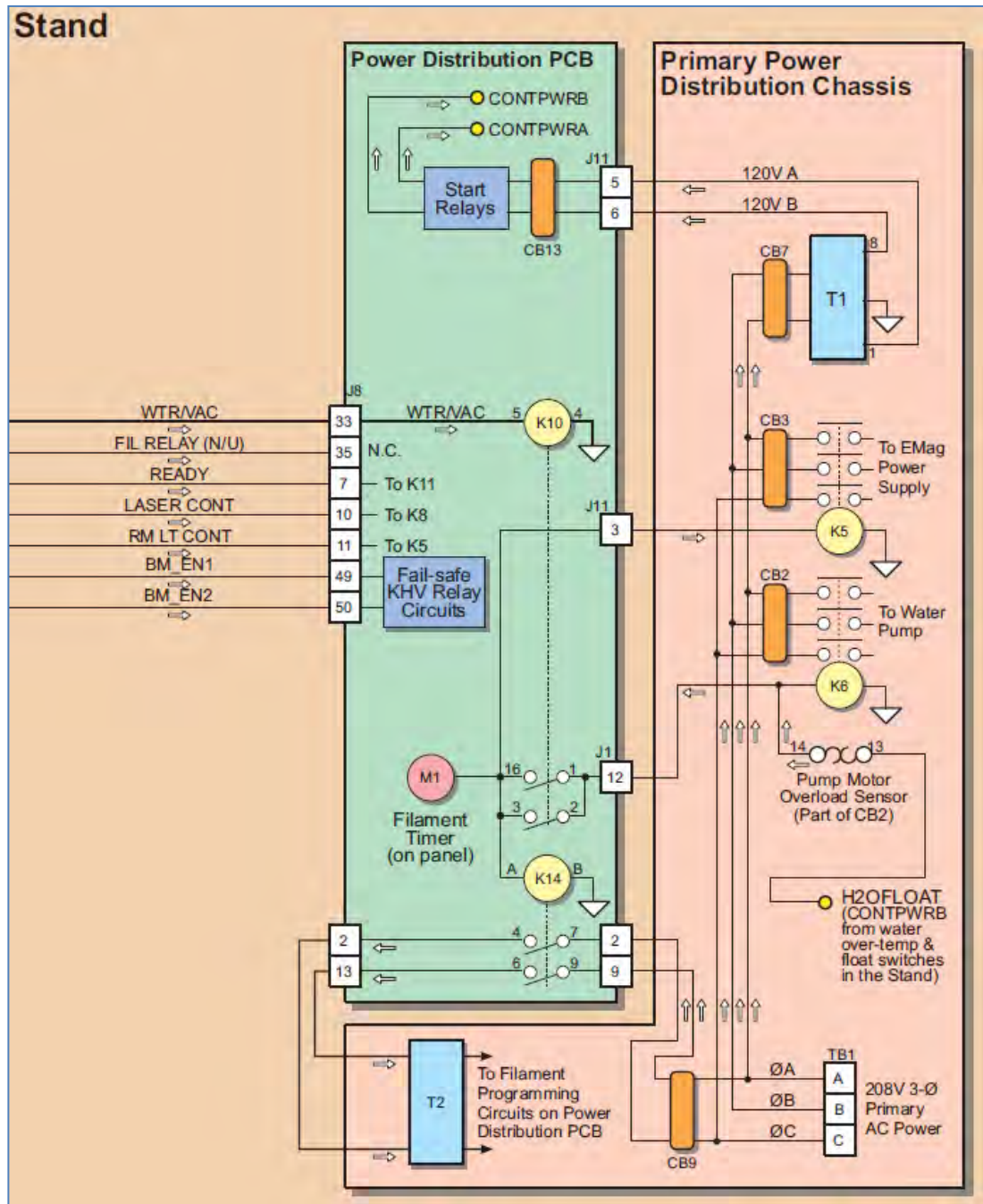


Figura 20: Diagrama do sinal WATER/VAC. Fonte: Varian Medical Systems.

O sinal FILPWR alimenta a bobina do primário do autotransformador T3 através de dois modos. No primeiro, essa alimentação ocorre através do resistor R1, cuja intenção é reduzir a potência no primário de T3 (dependendo do cátodo do canhão de elétrons, o resistor pode ser retirado). No segundo, a alimentação ocorre através dos contatos do relé K12,

recebendo o sinal que sai do contato do relé K12 a denominação GUNVAR. A bobina do secundário de T3 é conectada ao disjuntor CB12, que alimenta o circuito de medição da tensão de filamento do canhão (*gun*) e o transformador do filamento do canhão (através do sinal GUNFILPWR).

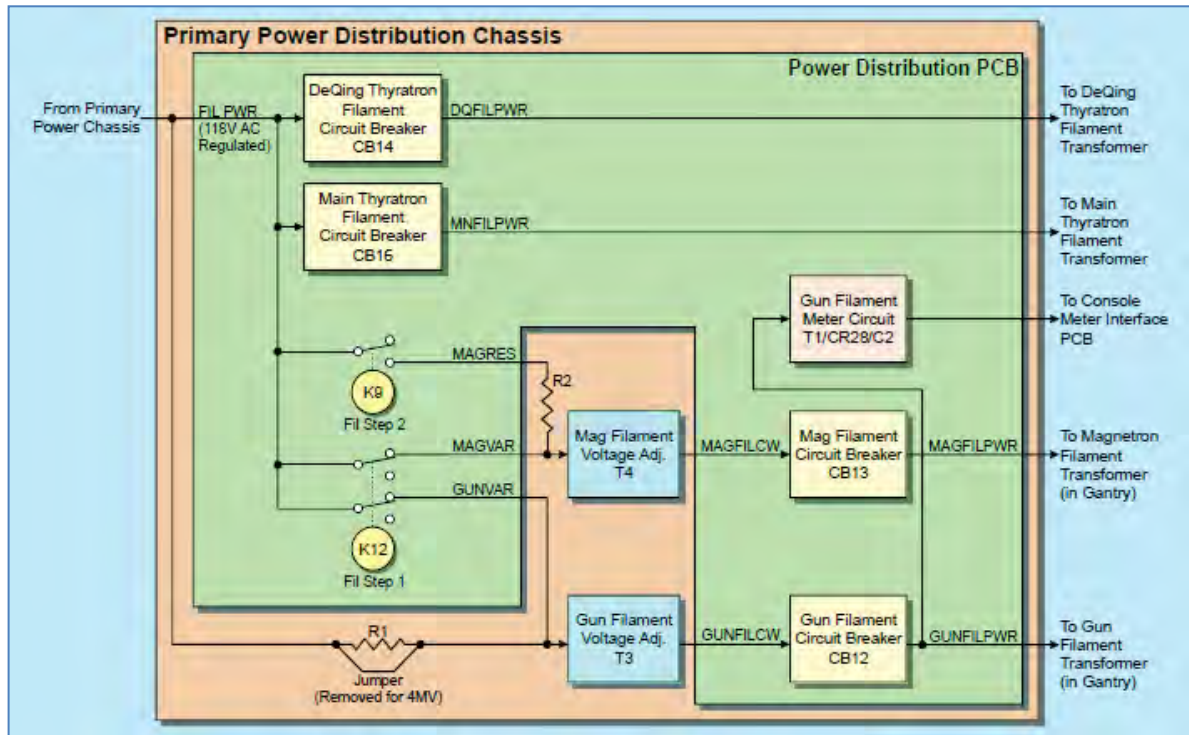


Figura 21: Diagrama de blocos da distribuição de potência para os filamentos. Fonte: Varian Medical Systems.

O sinal FILPWR também alimenta o autotransformador T4 através de dois modos. No primeiro modo, a alimentação é feita através do relé K12, cujo sinal de saída recebe a denominação MAGVAR. No segundo, a alimentação se dá através dos contatos do relé K9, cujo sinal de saída recebe a denominação MAGRES. O secundário do transformador T4, através do disjuntor CB13, direciona o sinal MAFILPWR para o transformador do filamento da válvula *magnetron*.

Segundo Varian Medical Systems (2005), a alimentação se dá desta maneira, pois durante o funcionamento do Linac, a alimentação dos filamentos pode ser dividida em três fases: acelerador linear no estado *on* sem emitir feixe, FIL STEP1 e FIL STEP2. A explicação destas fases é abordada na seção 4.6.3 do capítulo 4.

3.9 Fontes de alimentação da alta tensão

Por fim, como pode ser visto no diagrama de blocos da figura 17, o terminal TB1 direciona a rede trifásica alternada para o disjuntor de alta potência CB1, nomeado como HVPS. Na sequência, a saída do disjuntor CB1, através dos contatos do relé K1, alimenta a fonte de alta tensão do Modulador.

Segundo Varian Medical Systems (2005), quando o Linac for colocado na situação de *beam on*, o console gera os sinais BMEN1 e BMEN2, que são direcionados aos circuitos de falha segura (*fail safe*), que alimentam as bobinas de K6 (KHV2) e K7 (KHV1), cujos contatos fornecem alimentação para alimentação do relé K1 (HV ON), como mostra o diagrama da figura 22.

3.9.1 Circuitos falha segura

A figura 22 representa o diagrama dos circuitos de falha segura. Segundo Varian Medical Systems (2005), quando o Linac estiver no modo de operação *on* e a chave de *beam enable* no teclado dedicado estiver na posição *enable*, BMEN1 é um sinal DC de +24V. Nesta condição, a saída do regulador de tensão U3 é apenas 5V, não sendo suficiente para energizar a bobina do relé K7.

Entretanto, quando é dado o comando de *beam on*, o sinal KHV1 alimenta o optoacoplador U1a, fazendo com que a saída deste seja nível lógico baixo. Neste momento, o transistor Q2 entra na região de corte, interrompendo a ligação entre o terra digital e o regulador de tensão U3.

Sem uma tensão de referência, a saída do regulador de tensão U3 se torna flutuante e aumenta para +17V, que é reduzida para +12V pelo resistor R5, sendo suficiente para energizar a bobina do relé K7. Da mesma maneira, o circuito de falha segura 2 energiza a bobina do relé K6.

Como os contatos dos relés K6 e K7, na linha de alimentação da bobina do relé K1, se encontram em série, é necessário que as bobinas de ambos estejam energizadas. Caso contrário, os contatos do relé K1 não se fecham e a HVPS não é alimentada através do disjuntor de alta tensão CB1.

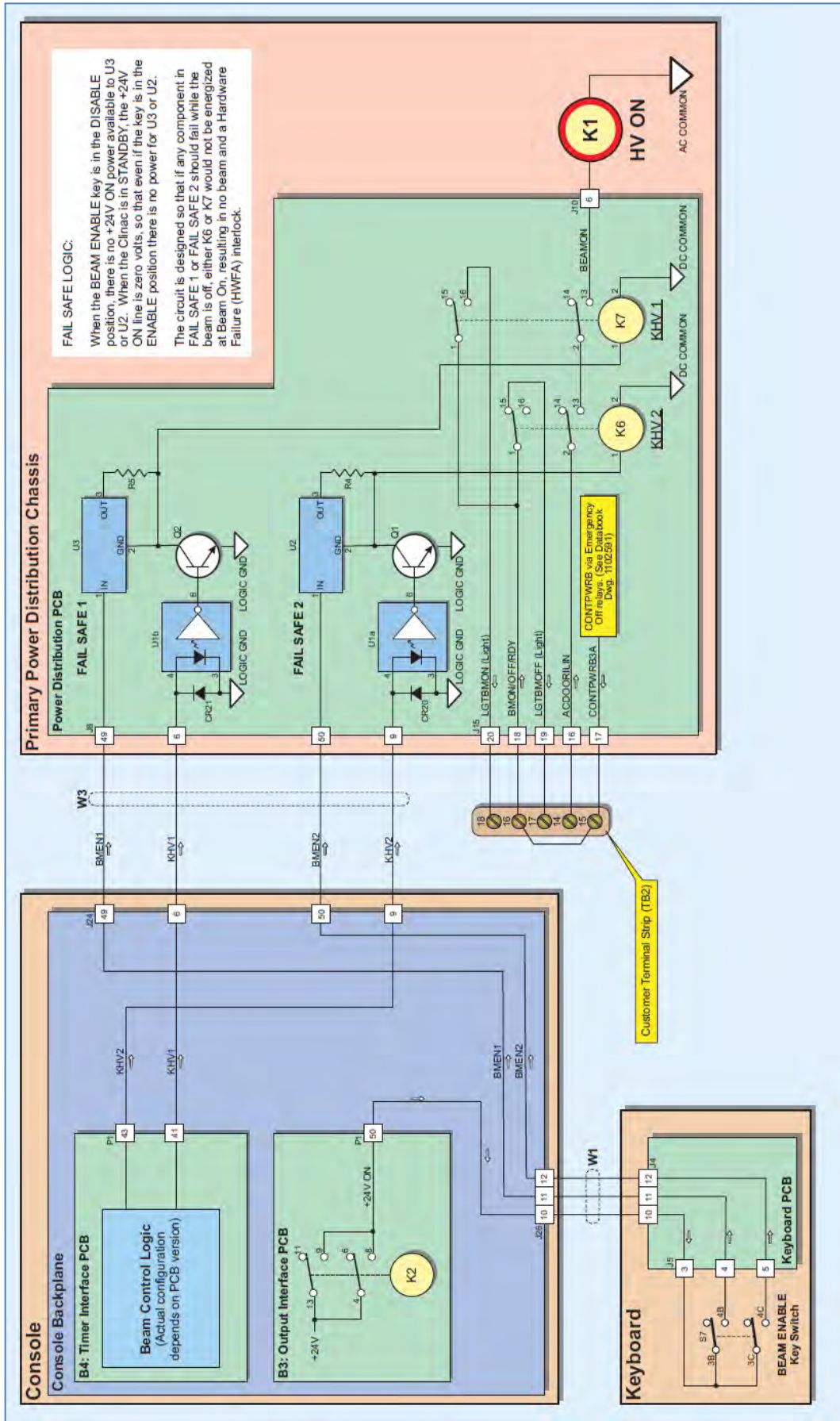


Figura 22: Diagrama dos circuitos de falha segura. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o funcionamento correto dos circuitos de falha segura pode ser verificado através do monitoramento das lâmpadas de segurança, localizadas sobre a entrada da sala de tratamento. Após ser dado o comando de *beam on* e a chave do teclado dedicado for colocada na posição *enable*, se apenas o relé K6 estiver energizado, nenhuma das lâmpadas se ascende. Se, entretanto, apenas K7 estiver energizado, a lâmpada vermelha se ascende (indicando a situação de *beam on*), mas o Linac não emite nenhum feixe.

3.9.2 Circuito dos relés KHV

Segundo Varian Medical Systems (2005), o disjuntor de alta tensão CB1 possui um acessório conhecido como bobina de mínima tensão. Quando houver falta ou queda da tensão nominal da bobina, o disjuntor é desligado e só pode ser rearmado se houver tensão na bobina.

O diagrama da figura 23 demonstra o circuito que mantém energizada a bobina de mínima tensão de CB1. A tensão DC de +24V gerada pela fonte de alimentação de baixa tensão do console (a mesma utilizada pelas chaves de emergência) é direcionada para um conversor de tensão, cuja saída é uma tensão DC de +48V que compõe o sinal EMOFF48V.

O sinal EMOFF48V é direcionado através do contato auxiliar normalmente fechado do relé K1 (HV ON) até a bobina de mínima tensão do disjuntor CB1. Simultaneamente, o sinal EMOFF48V carrega o capacitor C11

Através dos contatos dos relés K6 (KHV2) e K7 (KHV1), a bobina do relé K1 é energizada. Os relés K6 e K7 também são responsáveis por direcionar ao console o sinal HVONKHV+ (+24V), indicando a alimentação da bobina do relé de HV ON (K1) através dos relés KHV.

Quando as bobinas de KHV1 e KHV2 se energizam, é através dos contatos destes relés que o sinal EMOFF48V energiza a bobina de mínima tensão do disjuntor CB1. Novamente, o sinal EMOFF48V continua a carregar o capacitor C11, cuja função é alimentar a bobina de mínima tensão nos momentos de transição, de acordo com Varian Medical Systems (2005).

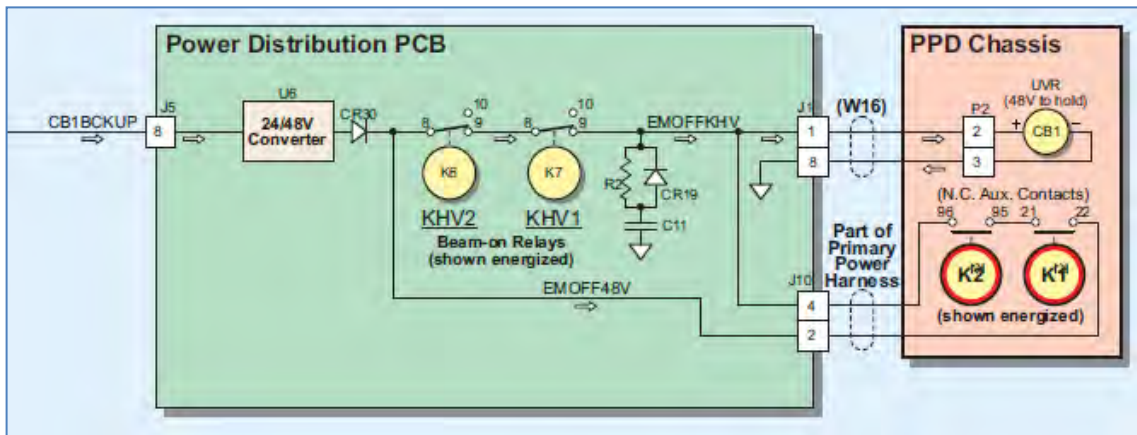


Figura 23: Circuito dos relés KHV. Fonte: Varian Medical Systems.

3.9.3 Circuito do relé HV ON

O circuito responsável por prover alimentação à bobina do relé K1 (HV ON) está demonstrado no diagrama da figura 24. O sinal CONTPWRB é direcionado para o *main thyratron* chassis da válvula localizado no modulador, fornecendo uma tensão alternada de 120V para os contatos e para o circuito da bobina do relé *crowbar*.

Segundo Varian Medical Systems (2005), devido à alta tensão que circula por circuito presentes no *gantry* e do *stand*, todas as portas e tampas destes possuem uma chave de segurança própria. Para que a bobina do relé *crowbar* seja energizada, é necessário que todas estas chaves estejam fechadas e que não haja nenhum *interlock* majoritário referente ao modulador.

Ao se energizar a bobina do relé *crowbar*, o sinal CONTPWRB é direcionado para a chave de fim de curso com o nome de ACDOORILOUT. A chave é instalada na parede logo acima da porta da sala de tratamento e sua função é garantir que a porta esteja fechada durante a emissão de feixe, de modo a blindar a radiação.

Após passar pela chave, o sinal ACDOORILIN é levado até os contatos dos relés K3 (EMOFF1) e K4 (EMOFF2) do circuito de desligamento de emergência. Dos relés de segurança, o sinal é direcionado para os relés KHV. Na saída dos relés KHV, o sinal passa a ser chamado de *BEAM ON* e alimenta a bobina do relé HV ON com uma tensão alternada de 120V.

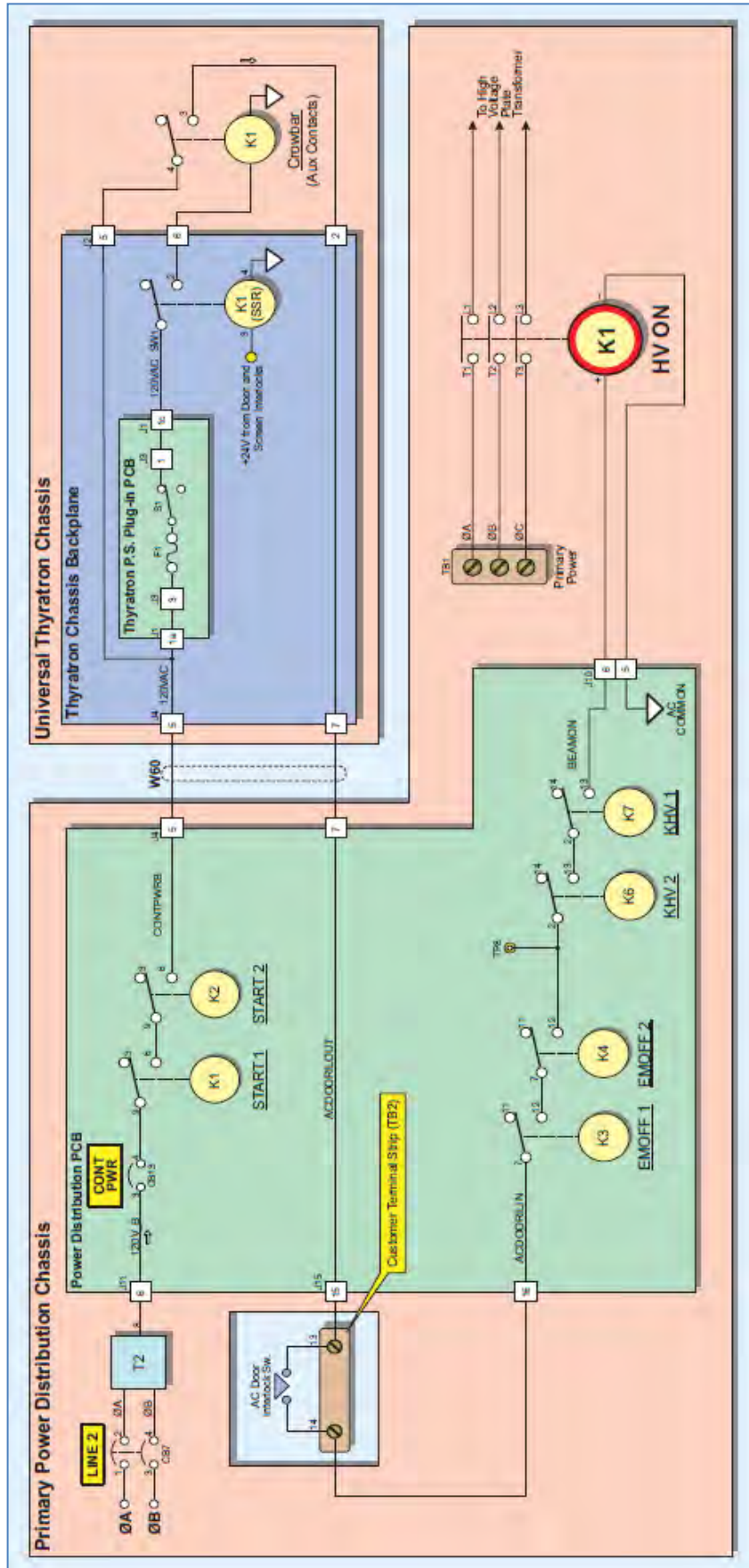


Figura 24: Circuito de alimentação do relé HV ON. Fonte: Varian Medical Systems.

3.10 Controle das lâmpadas de sinalização

O diagrama da figura 25 demonstra o circuito das lâmpadas de sinalização, responsável por sinalizar se o acelerador linear se encontra no estado de *beam on* ou *beam off*. Essa sinalização visual serve para alertar pessoas destreinadas sobre ser segura ou não a entrada na sala de tratamento. Entretanto, como visto anteriormente, as lâmpadas de sinalização também podem ser utilizadas para a averiguação do funcionamento dos circuitos falha segura.

O terminal TB2 fornece a alimentação às lâmpadas através do sinal CONTPWRB. Normalmente as lâmpadas de sinalização são duas: *Beam off* (verde) e *Beam on* (vermelha).

Quando o Linac está na condição de *beam off*, o contato normalmente fechado do relé KHV2 direciona o sinal CONTPWRB para a lâmpada verde. No estado de *beam on*, através dos contatos do relé KHV1, o sinal CONTPWRB é direcionado para a lâmpada vermelha.

Segundo Varian Medical Systems (2005), em alguns casos pode haver uma terceira lâmpada indicando o estado *ready* do Linac. Neste estado, o Linac encontra-se programado para a geração de um feixe, mas a chave seletora do teclado dedicado ainda se encontra na posição *disable*. A alimentação desta lâmpada se dá através de relé, cuja bobina é energizada por um sinal de controle do console.

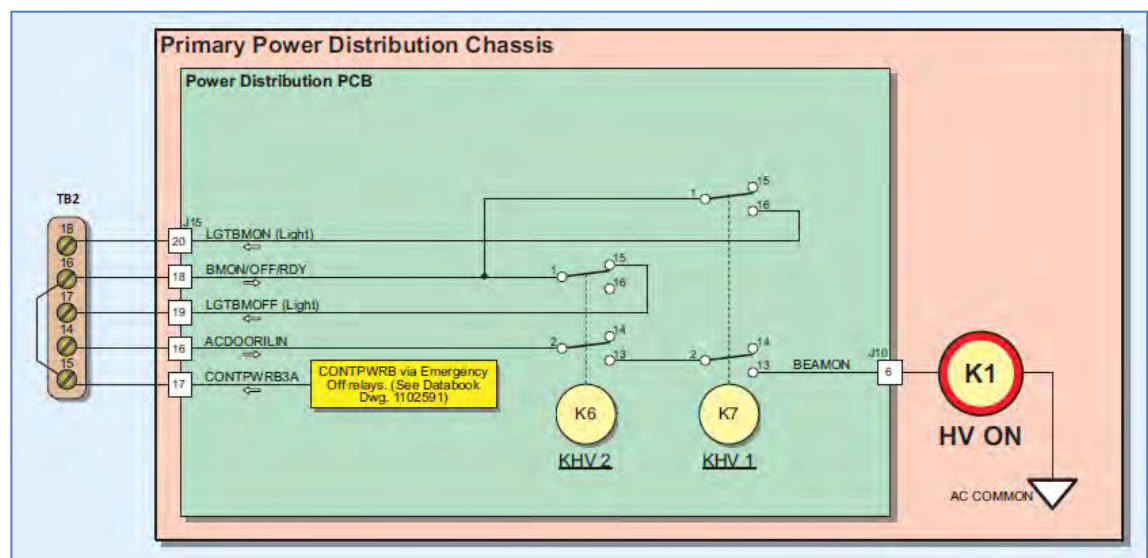


Figura 25: Diagrama do circuito das lâmpadas de sinalização. Fonte: Varian Medical Systems.

4. Modulador

A função do modulador é gerar pulsos de alta tensão que são utilizados para alimentar uma válvula *magnetron* e gerar um campo elétrico no canhão de elétrons. Entretanto, estes pulsos são modulados em amplitude e frequência.

Um circuito denominado como sistema Yield (ver capítulo seis) é o responsável por controlar a amplitude dos pulsos, que por sua vez, influenciam na potência gerada pela *magnetron* e na quantidade de elétrons expelidos do canhão. Estas modificações alteram a energia do feixe de radiação gerado pelo acelerador linear, que é monitorada pelo sistema Yield. Portanto, a amplitude do pulso do modulador será modulada de acordo com a necessidade de correção da energia do feixe.

Da mesma forma, a frequência dos pulsos gerados pelo modulador é definida pelo Console, de modo a determinar a taxa de dose do feixe gerado, de acordo com a configuração escolhida.

4.1 Fonte de alimentação de alta tensão

O diagrama de blocos da figura 26 é a representação da fonte de alimentação de alta tensão do Modulador (HVPS). Como demonstrado no capítulo três, a tensão trifásica da rede é direcionada ao relé K1 (HV ON) através do disjuntor de alta potência CB1. A energização da bobina de HV ON depende dos circuitos de falha segura que dependem do acionamento da chave seletora no teclado dedicado e de comandos internos ao Console quando é dado a este o comando de *beam on*.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o relé HV ON alimenta o filtro de linha FL1, cuja função é impedir que ruídos elétricos gerados nas válvulas *thyratrons* retornem para a rede trifásica que alimenta o filtro. A saída do filtro é direcionada ao primário do transformador de alta tensão do tipo *step-up*. O sinal de saída do secundário do transformador é então retificado por uma ponte retificadora trifásica de seis pulsos.

A tensão DC na saída da ponte retificadora, que será de aproximadamente +10kV, é direcionada para o circuito de carga do Modulador. Durante o processo de carga, a corrente de carga será monitorada pelo circuito de monitoramento da corrente do HVPS, que gera o sinal HVPS I. O monitoramento é realizado através da tensão desenvolvida sobre um resistor de 1Ω

colocado no caminho de retorno da fonte de alimentação. Se a corrente da fonte se tornar excessiva, o *interlock* HVOC (*High Voltage OverCurrent*) é gerado.

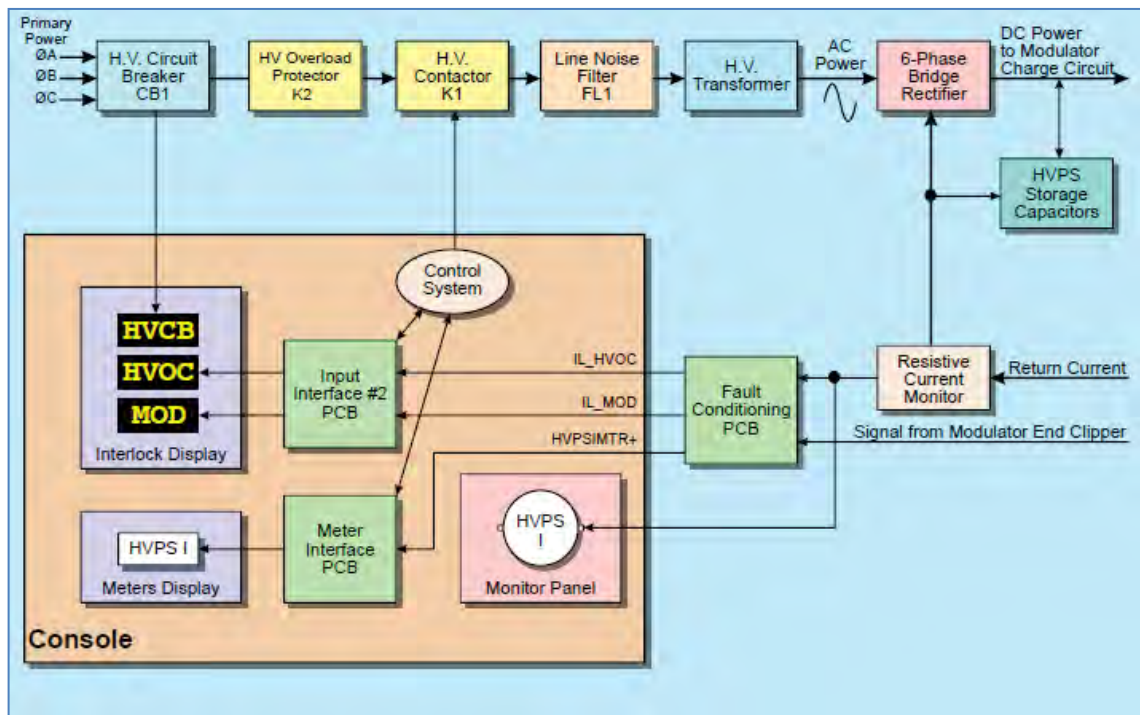


Figura 26: Diagrama de blocos da fonte de alimentação de alta tensão. Fonte: Varian Medical Systems.

4.2 Diagrama de blocos do modulador

O diagrama de blocos da figura 27 representa a estrutura interna do Modulador. A saída de tensão DC de 10kV da fonte de alimentação de alta tensão é direcionada através do *charge choke* e dos diodos de carga até o PFN (*Pulse Forming Network*), onde acumula carga sobre um banco de capacitores.

Segundo Varian Medical Systems (2005), *Charge Chokes* são indutores com núcleos de ferro, cujas bobinas são de baixa impedância e alta capacitância. Portanto, com o aumento de carga sobre o PFN, a corrente de carga desenvolve um campo magnético no *charge choke*. Quando a corrente de carga chegar a zero, o campo magnético do *charge choke* se colapsa, gerando uma corrente de carga adicional para o PFN. Devido a este fenômeno, a tensão DC sobre os capacitores do PFN pode ser de até 20kV.

Para que se possa controlar a tensão sobre os capacitores do PFN, uma amostra desta tensão é desviada para um divisor de alta tensão com relação de 3.000:1. No circuito amplificador da *DeQing thyatron*, um comparador de tensão dispara a válvula quando a

tensão do PFN chegar ao valor desejado. Este comparador utiliza a tensão de amostra do PFN e uma tensão de referência que é gerada pelo circuito de Yield do Sistema de Dosimetria (ver capítulo seis).

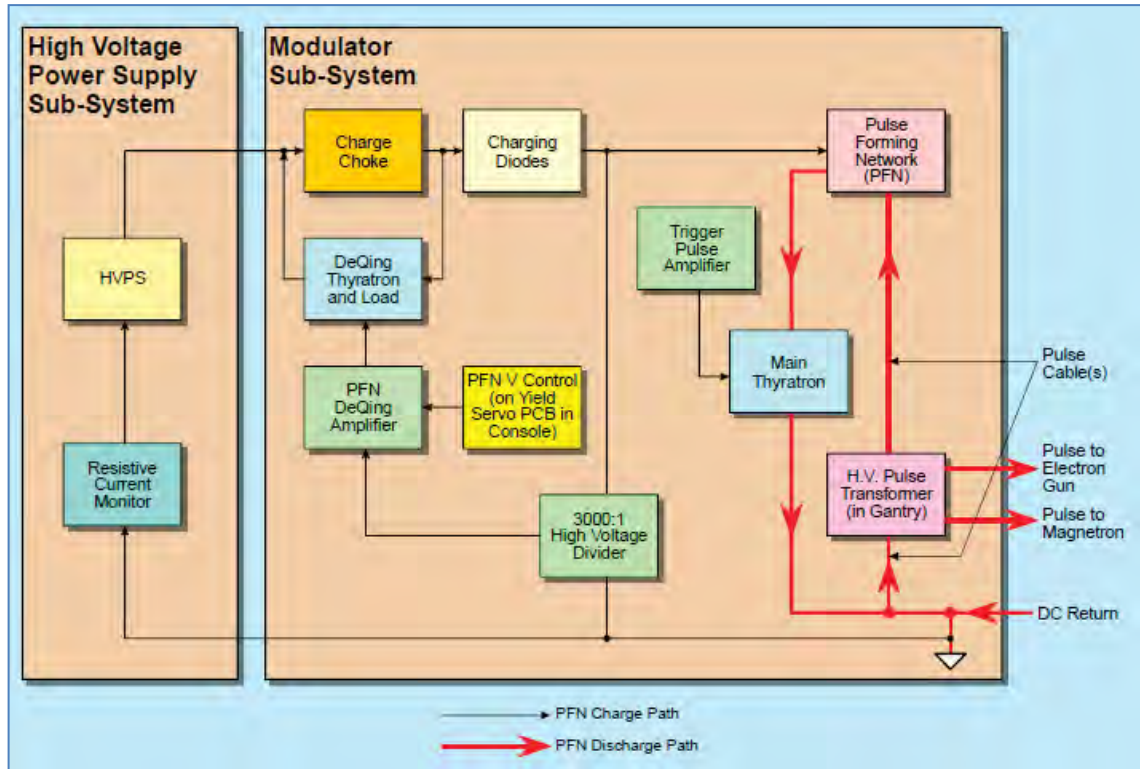


Figura 27: Diagrama de blocos do modulador. Fonte: Varian Medical Systems.

Após o disparo da válvula *DeQing thyatron*, a corrente de carga restante, oriunda do campo magnético colapsado do *charge choke*, é desviada para a carga da *DeQing*, impedindo que a tensão sobre o PFN aumente. Para evitar danos à *DeQing*, a corrente que passa através da válvula é limitada pelos resistores de carga.

Segundo Varian Medical Systems (2005), após aproximadamente 360mS após o comando de *beam on*, o console começa a fornecer pulsos de disparo para o circuito amplificador de pulsos de disparos da *main thyatron*. O tempo de atraso é suficiente para que a fonte de alimentação de alta tensão (HVPS) produza uma saída DC de 10kV. Cada pulso de disparo dispara a válvula *main thyatron*, fazendo com que os capacitores do PFN se descarreguem através da bobina do primário do transformador de pulso de alta tensão. Este transformador possui dois secundários, que alimentam os cátodos do canhão de elétrons e da *magnetron*.

A conexão entre o PFN e o transformador de pulso é realizada através de dois cabos triaxiais, com resistência de 25Ω cada um, para que se possa fazer o casamento de impedância

entre o PFN e o transformador de pulso e assim obter a máxima transferência de energia possível.

4.3 Fonte de alimentação das grades da thyatron

O diagrama de blocos da figura 28 representa a fonte de alimentação das grades da *thyatron*. O transformador de potência T1, localizado no chassis da *main thyatron*, é alimentado pelo sinal MNFILPWR gerado pelo Controle de Potência Auxiliar (ver capítulo três, seção 3.8).

A saída deste transformador fornece uma tensão alternada regulada em 240V, que é direcionada para um retificador de onda completa. A saída do retificador passa por um filtro, cuja saída fornece uma tensão DC de 340V. Esta tensão é utilizada para desenvolver os pulsos de disparo na grade da *thyatron*.

O mesmo transformador T1 também fornece uma tensão alternada de 180V para mais um circuito retificador de onda completa. A saída do retificador é regulada em 120V por um diodo zener, cuja saída é conectada a um circuito de filtro. A saída do filtro apresenta uma tensão DC de $\pm 120V$.

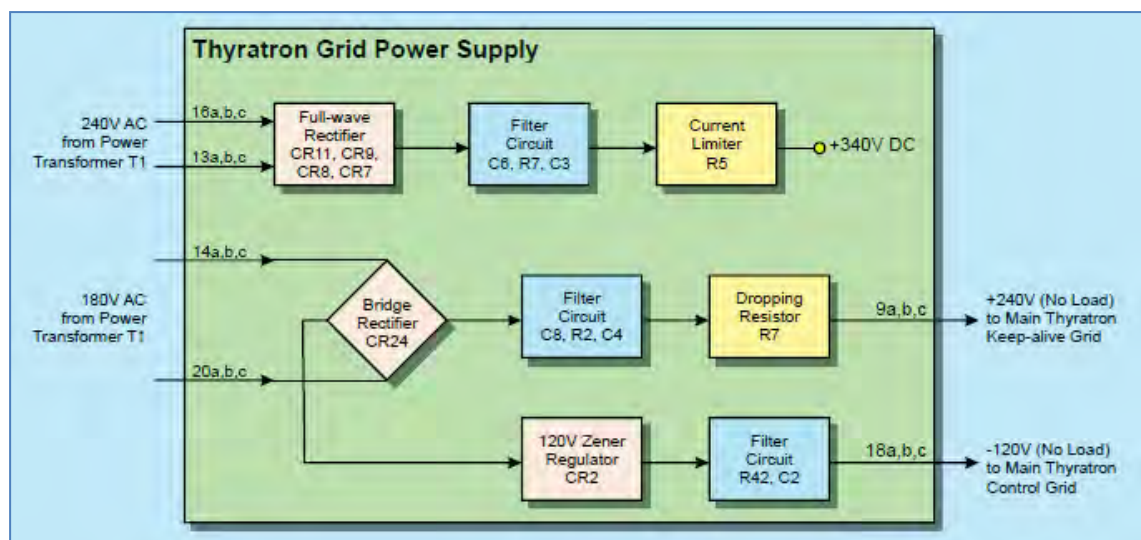


Figura 28: Fonte de alimentação das grades da thyatron. Fonte: Varian Medical Systems.

A tensão DC de +120V é direcionada para a grade *keep-alive* da *thyatron* através de um *dropping resistor*, que nada mais é do que um resistor cuja função é dividir potência com a carga de forma a diminuir a tensão sobre esta.

Segundo Varian Medical Systems (2005), a função da grade *keep-alive* é manter a ionização do gás hidrogênio, confinado dentro do tubo da válvula, entre os intervalos dos pulsos de disparo. Esta medida é necessária para se produzir disparos confiáveis.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), Uma válvula *thyatron* em boas condições irá gerar corrente suficiente para que a queda de tensão sobre o resistor de carga seja alta, resultando numa tensão DC de +18V sobre a grade *keep-alive*. Durante a vida útil da válvula, o gás hidrogênio progressivamente se dissipa através do vidro do tubo, resultando em uma queda na ionização devido ao menor número de partículas do gás. Simultaneamente, devido à redução da ionização, a tensão sobre a grade *keep-alive* irá aumentar gradualmente.

Portanto, a tensão de *keep-alive* é utilizada como um indicador da vida útil da válvula. Quando a tensão desta se aproximar de 25V será um indicativo que a válvula se encontra no fim de sua vida útil. Válvulas com tensão de grade de *keep-alive* acima de 50V, devido à baixa ionização do gás presente no tubo, correm o risco de não dispararem após receberem o sinal de disparo.

A tensão DC de -120V, gerada pelo retificador da fonte de alimentação da grade da *thyatron*, será utilizada para manter a válvula em estado de corte durante os intervalos dos pulsos de disparo.

4.4 Circuito amplificador dos pulsos de disparo

O diagrama de blocos da figura 29 representa o circuito responsável pela amplificação dos pulsos de disparo. A tensão DC de +340V gerada pela fonte de alimentação das grades carrega um capacitor de carga através de Q2, que normalmente representa uma chave fechada.

Segundo Varian Medical Systems (2005), os sinais de disparos gerados pelo console são direcionados para o opto-acoplador U1, fornecendo uma entrada de baixa impedância para os pulsos. A saída de U1 dispara o SCR CR1, que faz com que o capacitor de carga C9 se descarregue sobre as bobinas do primário do transformador de pulso da grade T2. No secundário do transformador de pulso é gerado um pulso de disparo com tensão de pico de aproximadamente 2.200V (a razão de espiras é 1:7), que é direcionado para a grade de controle da *thyatron*.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), é extremamente importante que a *main thyatron* não seja disparada até que o PFN tenha terminado o seu ciclo de carga por completo. Durante o tempo de carga, o sinal HVPS I originado no resistor de monitoramento

da HVPS é direcionado para o circuito da chave de carga, cortando Q2 e inibindo o carregamento do capacitor C9, como também prevenindo o disparo do SCR.

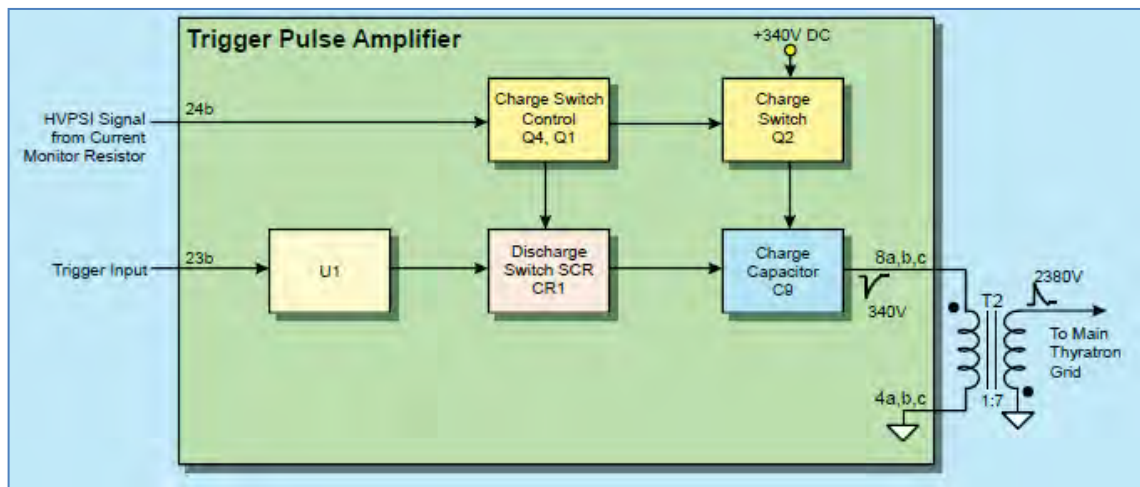


Figura 29: Diagrama de blocos do circuito amplificador dos pulsos de disparo. Fonte: Varian Medical Systems.

A frequência dos pulsos de disparos é determinada pelo Console através de configuração realizada pelo usuário.

4.5 Circuito da DeQing

A função principal do circuito da *DeQing* é comparar a saída do divisor de alta tensão de 3.000:1 com a tensão de referência fornecida pelo circuito de Yield do sistema de dosimetria (ver capítulo seis). O diagrama de blocos da figura 30 representa o circuito da *DeQing*.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), semelhantemente ao circuito gerador de pulsos da grade de controle da *main thyatron*, o capacitor de carga C11 é carregado pela tensão DC de +340V do circuito da fonte de alimentação das grades da *thyatron*. Durante o ciclo de carga, enquanto o PFN se carrega, a saída do divisor de alta tensão é direcionada para um amplificador configurado como modo comum de rejeição de ruído. Quando esta tensão se iguala à fornecida pelo Console, o comparador aciona o circuito de controle de descarga, que faz com que o capacitor C11 se descarregue sobre o primário do transformador de pulso da grade da *DeQing thyatron* T4. Com isso, o secundário do transformador T4 fornece um pulso de disparo com tensão de pico de +340V, que é direcionado para a grade da *DeQing*.

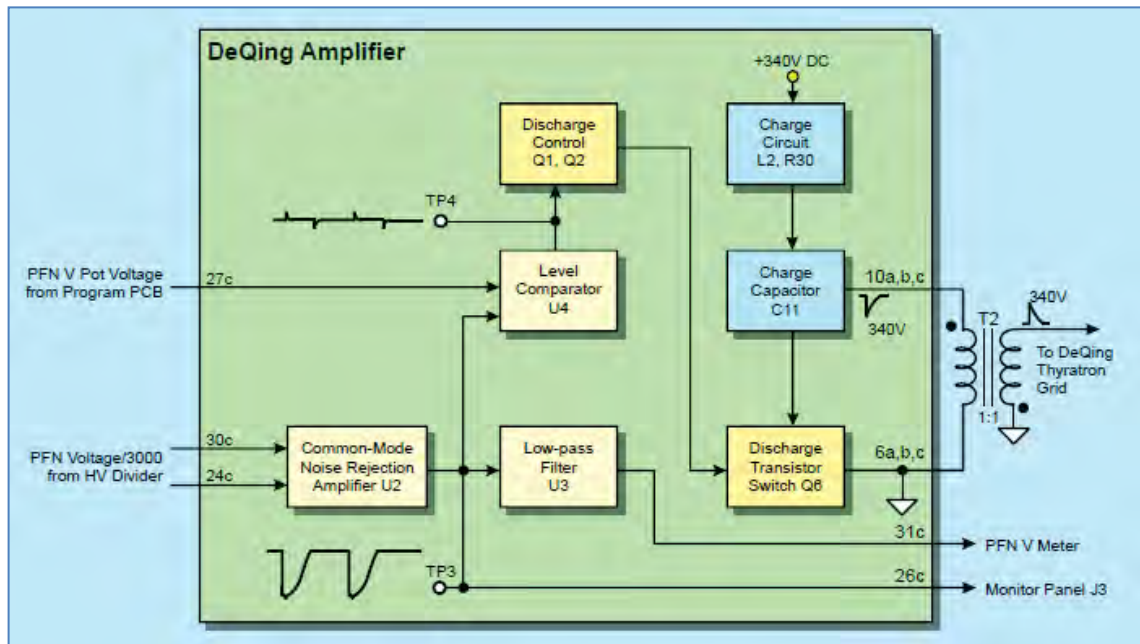


Figura 30: Diagrama de blocos do circuito amplificador da DeQing. Fonte: Varian Medical Systems.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), a tensão do divisor de alta tensão é roteada por um cabo coaxial ao Console, onde poderá ser monitorada com um osciloscópio. Esta tensão também será direcionada para um circuito filtro, que irá aplainar o sinal e enviá-lo ao console, onde será medido e seu valor poderá ser visto no modo de serviço do Linac.

4.6 Circuito de condicionamento de faltas

O circuito de condicionamento de falta é responsável por monitorar a corrente da HVPS e a corrente de *clipper*. Em caso de sobrecargas ou faltas, o circuito de condicionamento gera os *interlocks* e sinais de aviso adequados. Além disso, o circuito controla a potência sobre os filamentos da *magnetron* e do canhão de elétrons. O diagrama de blocos da figura 31 representa o circuito de condicionamento de faltas.

4.6.1 Circuito de *clipper* (ou MOD fault)

Segundo Varian Medical Systems (2005), o propósito do circuito de *clipper* é proteger a válvula *magnetron*, os capacitores do PFN e outros componentes de sobrecargas devido a descasamento entre impedâncias causado por arcos internos na *magnetron*, canhão,

transformador de pulso ou cabos de pulso. O circuito possui um ajuste para o número máximo de arcos elétricos que podem ocorrer antes que um *interlock* de MOD seja criado.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), o nível para disparo do comparador analógico U11 é +5.5V (ver figura 31). O terminal de entrada de corrente do *clipper* normalmente é mantido em 0V pela bobina toroidal do *clipper*. Entretanto, se esta bobina for desconectada, a tensão do terminal de entrada do *clipper* se eleva para +15V, disparando U11. Um pulso do toróide acima de 5,5V também faz com que U11 dispare. O filtro passa-baixo conectado na saída do terminal de entrada de corrente do *clipper* tem por função rejeitar ruídos formados pela operação normal do Modulador, de modo a impedir a geração de *interlocks* errôneos.

Segundo Varian Medical Systems (2005), os contadores BCD *up/down* U3/U5 controlam o número de disparos do comparador analógico. Toda vez que um pulso de disparo no Modulador é realizado, um pulso de 50 μ s é gerado pelo circuito *one-shot* U6A. Se o comparador analógico não estiver disparado no momento do pulso, o contador subtrai uma unidade da contagem. Se o toróide é desconectado ou se um arco ocorre, o comparador u11 é disparado, habilitando a porta AND. Neste caso, a saída do flip-flop U6A habilita o circuito *one-shot* U6B gerando um pulso de 300 μ s, levando a entrada *up/down* do contador para nível lógico, fazendo com que este, ao receber o pulso de U6A acrescente uma unidade à contagem.

O valor da contagem dos contadores U3/U5 é constantemente comparada pelo comparador digital U4. O valor de referência a ser comparado é dado pela configuração do BCD *jumpers*. Pode-se definir através dos *jumpers* um valor de 1 a 99. Se todos os *jumpers* forem removidos o valor definido será zero.

O valor definido como padrão na maioria dos Linacs são oito arcos, entretanto, segundo Varian Medical Systems (2005), *magnetrons* que estejam passando pelo processo de *burn in*, que consiste em eliminar impurezas internas através da ionização destas partículas, podem exigir um limite maior.

Quando a contagem dos contadores alcança o valor pré-determinado, o circuito *one-shot* U7B é disparado. Neste caso, os contadores são presetados e através do buffer U2 uma lâmpada de sinalização do *interlock* MOD é acesa. Simultaneamente, através do buffer U2 e do opto-acoplador U12-7 o *interlock* é direcionado ao Console.

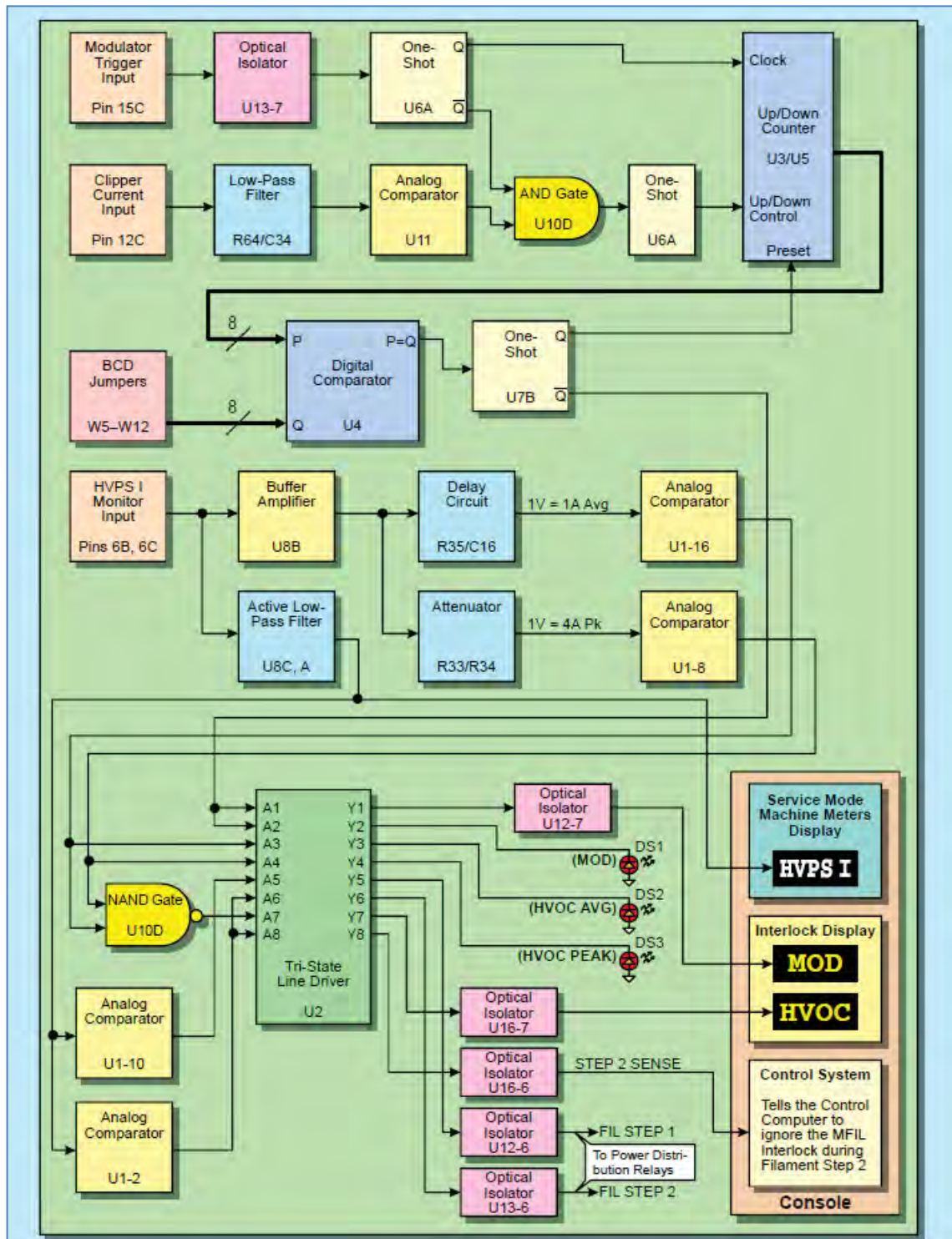


Figura 31: Diagrama de blocos do circuito clipper. Fonte: Varian Medical Systems.

Além dos elementos representados na figura 31, existem dois flip-flops RS responsáveis por resetar os contadores BCD. Sempre que um pulso de **carry** for gerado, os flip-flops são setados, resetando a contagem. Por sua vez, estes flip-flops são resetados pela saída do circuito *one-shot* U6B.

4.6.2 Circuito de interlock de sobrecorrente da alta tensão

Segundo Varian Medical Systems (2005), o propósito do *interlock* de sobrecorrente da alta tensão (HVOC) é proteger a *main thyatron* de uma corrente excessiva que poderia diminuir a sua vida útil. O circuito irá monitorar tanto a corrente de pico com a corrente média do circuito da fonte de alimentação da alta tensão (HVPS). O diagrama de blocos do circuito está representado na figura 31.

A corrente que circula pela HVPS, tem em seu caminho de retorno um resistor de 1Ω , cuja tensão é proporcional à corrente que circula pela fonte. Os terminais deste resistor são conectados aos terminais de entrada do monitoramento de HVPS I.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o amplificador U8B amplifica a diferença de potencial sobre o resistor e também atua como um filtro de ruídos com constante de tempo de $2\mu\text{s}$, eliminando ruídos elétricos gerados pela *main thyatron*. Se o resistor se abrir, a tensão na entrada é elevada para +15V e o *interlock* HVOC é gerado.

Segundo Varian Medical Systems (2005), a saída do amplificador é direcionado por dois caminhos, para que se possam ser analisadas as correntes de pico e média. O valor médio é obtido através de um filtro passa-baixo com frequência de corte de 6Hz. Cada 1V na saída do filtro, corresponderá a 1A. A saída do filtro é direcionada para um comparador analógico cujo nível de disparo está ajustado para +2V, fornecendo um nível de disparo de 2A para a corrente média portanto.

O valor de pico é obtido através de um divisor de tensão, em cuja saída 1V será equivalente a 4A. A saída do divisor de tensão é direcionada para um comparador analógico cujo nível de disparo está ajustado para +2V, fornecendo um nível de disparo de 8A para a corrente de pico.

Se qualquer um dos dois comparadores analógicos é disparado, o *interlock* HVOC é gerado através do buffer U2 e do opto-acoplador U16-7. As saídas individuais dos comparadores analógicos também são direcionadas através do buffer U2 até LEDs de sinalização que indicam se o *interlock* foi causado pela corrente de pico (HVOC PEAK), pela corrente média (HVOC AVE), ou ambos.

4.6.3 Programação da tensão no filamento do canhão e da *magnetron*.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), a taxas de disparos muito altas, os cátodos do canhão e da *magnetron* ficam sujeitos a danos devido ao fenômeno de *back heating*. Para prevenir que os cátodos sejam danificados, é necessário reduzir a tensão sobre os filamentos de acordo com o aumento da frequência de disparos da *main thyatron*, determinada pelo console. Esta redução de tensão é realizada pelos sinais FIL STEP1 e FIL STEP2. O diagrama de blocos da figura 31 apresenta o circuito abordado.

Segundo Varian Medical Systems (2005), a entrada de monitoramento de HVPS I (do *interlock* de HVOC) é direcionada para um filtro passa-baixo com frequência de corte de 0.5Hz. A saída do filtro irá gerar uma tensão de saída proporcional à corrente média de HVPS, que é direcionada para o Console para que o sinal HVPS I possa ser analisado no modo de engenharia do Linac. A saída do filtro ainda é direcionada para dois comparadores *Schmidt trigger* (U1-10 e U1-2), configurados para 2.15V e 3.01V respectivamente.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), os comparadores são disparados para frequências de disparos de 100Hz e 140Hz respectivamente. Suas saídas são direcionadas através do buffer U2, gerando os sinais FIL STEP1 e FIL STEP2 para o sistema de distribuição de potência através dos opto-acopladores U12-6 e U13-6 (como pode ser visto na figura 32).

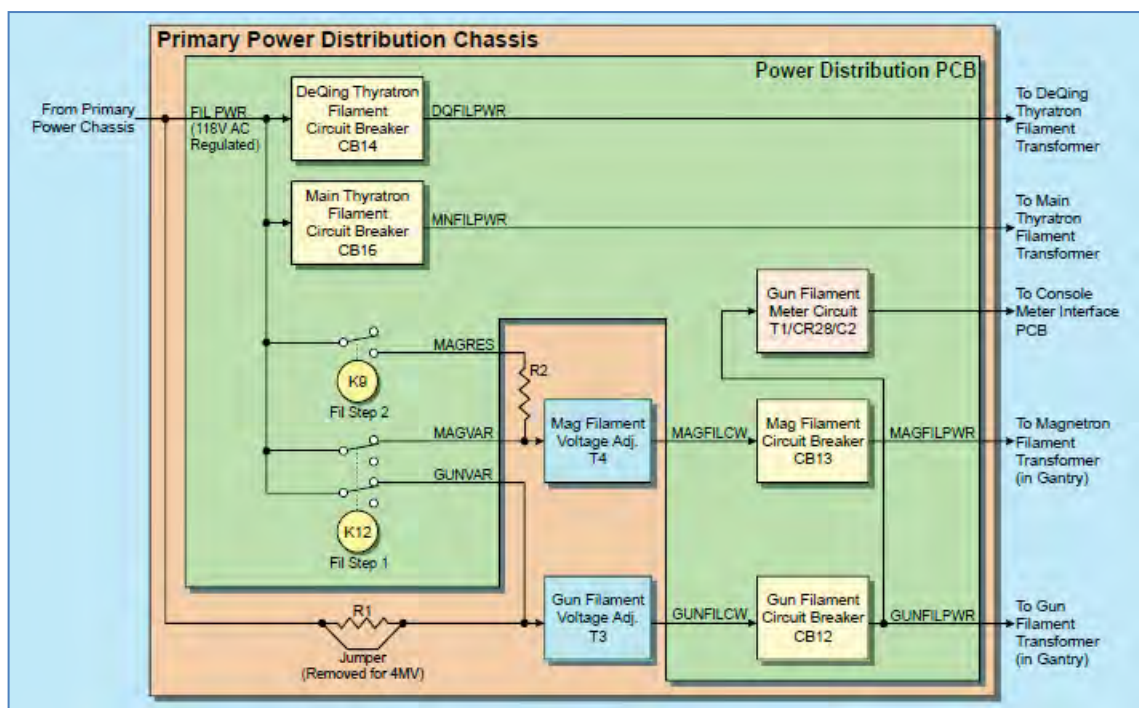


Figura 32: Diagrama de blocos da distribuição de potência para os filamentos. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical Systems (2005), quando a frequência de disparos da *thyatron* alcança a frequência de 100Hz, o sinal FIL STEP1 energiza o relé K12, reduzindo a potência sobre os filamentos da *magnetron* e do canhão de elétrons. Isto ocorre, pois estes passam a ser alimentados através de R2 e R1 respectivamente. Quando a frequência de disparos alcança a faixa de 140Hz, o sinal FIL STEP2 retira a alimentação DC do filamento da *magnetron*, restando sobre esta apenas os pulsos de alta tensão gerados pelo modulador.

Quando o sinal FIL STEP2 é acionado, a saída do comparador U1-2 é direcionada através do buffer U2 e do opto-acoplador U16-6 para o Console, gerando o sinal STEP2 STATUS. Quando o circuito de controle do Console identifica este sinal, ele passa a ignorar o *interlock* MFIL, que indica a falta de alimentação DC responsável pelo aquecimento do filamento da *magnetron*.

5. SISTEMA DE RF

O sistema de RF é responsável por gerar e monitorar ondas de radiofrequência e transmiti-las até a guia aceleradora. A figura 33 apresenta o diagrama de blocos de um sistema de RF com um circulador de quatro portas configurado como um circulador de três portas.

Como visto no capítulo quatro, o pulso de alta tensão gerado pelo modulador é direcionado para o primário do transformador de pulso de alta tensão. O transformador de pulso, segundo Varian Medical Systems (2006), apresenta uma relação de espiras de 1:4, para realizar o casamento de impedância entre o modulador (25Ω de impedância de saída) e a *magnetron* (400Ω de impedância de entrada) conectada ao secundário do transformador de pulso, de forma a otimizar a transferência de potência.

Segundo Varian Medical Systems (2006), durante o pulso de alta tensão sobre o primário do transformador de pulso, a tensão sobre o cátodo da *magnetron* será de aproximadamente de 40kV (poderá variar de acordo com ajuste realizado no sistema de Yield que será visto no capítulo seis). O pulso de alta tensão sobre o cátodo, faz com que a *magnetron* oscile, gerando ondas de radiofrequência.

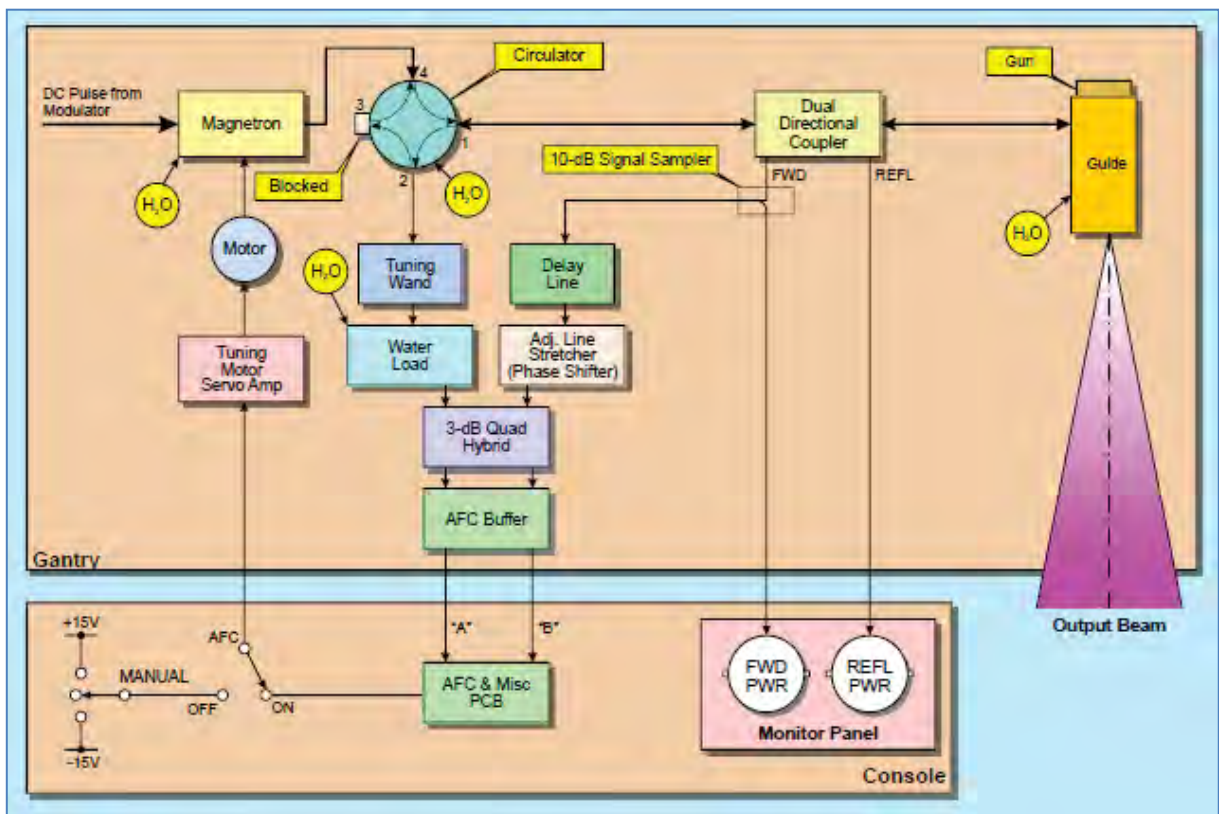


Figura 33: Diagrama de blocos do sistema de RF. Fonte: Varian Medical Systems.

A potência RF gerada pela *magnetron* é direcionada diretamente para a porta 4 do circulador, que irá retransmiti-la pelo porta 1 para um acoplador bidirecional. O acoplador bidirecional então direciona a potência RF para a guia aceleradora, onde esta é usada para acelerar o feixe de elétrons gerado pelo canhão de elétrons.

Ondas de radiofrequência refletidas pela guia aceleradora são direcionadas para a porta 3 do circulador através do acoplador bidirecional. O circulador, por sua vez, redireciona a potência RF refletida para a porta 2, que transmite tal potência para um carga de água, onde a potência se dissipará em forma de calor. O sistema de refrigeração a fornece um fluxo constante de água para a carga de água para dissipar a energia calorífica nela gerada água (ver capítulo sete).

Entretanto, segundo Varian Medical Systems (2006), é possível que alguma potência RF refletida não se dissipe na carga de água e retorne através do circulador de volta para o tubo da *magnetron*. Se o tubo da *magnetron* for submetido a esta potência refletida, a *magnetron* frequência de operação modificada, causando perda de rendimento. Esta perda de rendimento da potência RF causa alterações na taxa de dose, podendo fazer com que a emissão de feixe pelo Linac seja interrompida.

Para evitar que a potência RF refletida altere a frequência de operação da *magnetron*, um *tuning wand* (também chamado de *phase wand* ou *tuner*) é inserido entre o circulador e carga de água. O *tuner* é responsável por alterar a fase de parte da potência RF refletida em 180° e retransmiti-la para a *magnetron* através do circulador, de modo a anular a potência RF refletida que não seja absorvida pela carga de água.

5.1 Sistema de ajuste de frequência automática

A *magnetron* em algum instante pode ter sua frequência de operação alterada. A modificação da frequência pode retirar a *magnetron* de sintonia fazendo com que o sistema não emita mais potência RF.

O ajuste de frequência automático, também conhecido por AFC (*Automatic Frequency Control*) é o circuito responsável por monitorar a potência RF direta e refletida e, através da análise destes dois sinais, corrigir a frequência de operação da *magnetron*.

A figura 33 demonstra o diagrama de blocos do sistema AFC. De acordo com Varian Medical Systems (2005), o sistema de quadratura híbrido de 3dB é responsável por comparar

as amostras das duas potências RF geradas no sistema RF. Através de antenas na guia de onda conectadas a diodos ressonantes, a amostra da potência refletida é retirada de um ponto de tomada na carga de água, enquanto que a amostra da potência direta é retirada do acoplador bidirecional.

Segundo Varian Medical Systems (2005), os sinais A e B, gerados pelo híbrido, são idênticos em amplitude quando as amostras estão em fase. Entretanto, para que suas fases sejam idênticas, é necessário ajustar o trombone (também chamado de *line stretcher* ou *phase shifter*), para que este altere a fase da potência RF direta, de modo a realizar o casamento de fases.

O sinal A e B são então direcionados para um *buffer*, de baixa impedância de saída e ganho ajustável, cuja função é redirecionar os sinais A e B com a mínima distorção possível.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), Durante a realização de um feixe, qualquer modificação da frequência de ressonância da guia, irá causar modificação na amplitude dos sinais A e B. O sistema de AFC então irá comparar as amplitudes e acionar o motor do *tuner* da *magnetron* de modo a corrigir esta diferença.

A figura 34 apresenta a forma de onda do sinal da potência RF refletida antes de ser tratada (canal dois) e depois de ser tratada (canal três) pelo sistema AFC.

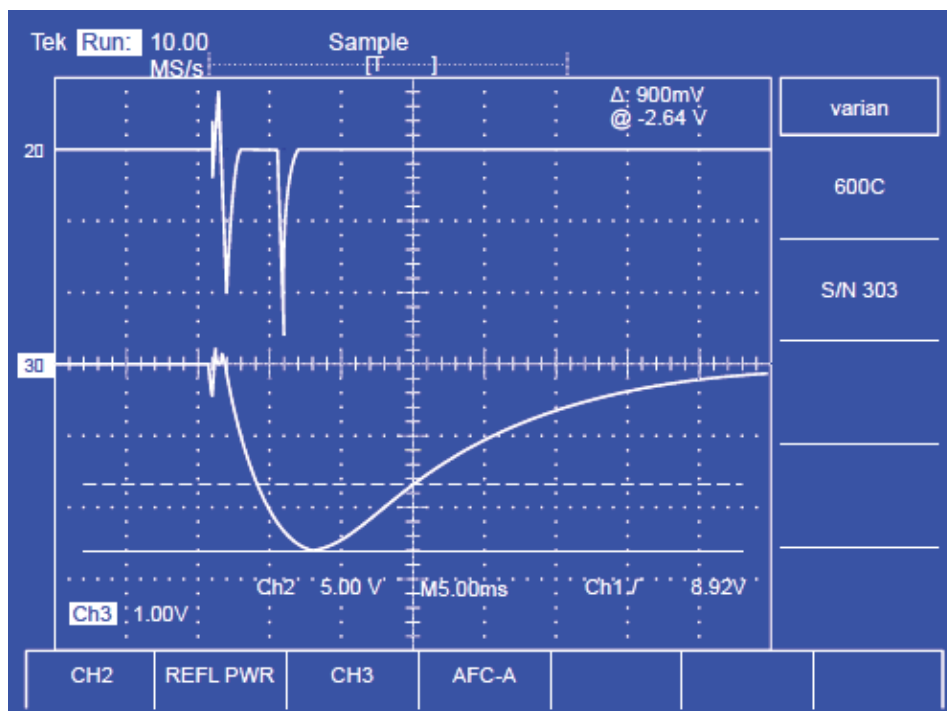


Figura 34: Formas de onda no sistema AFC. Fonte: Varian Medical Systems.

Como pode ser visto na figura 33, o sistema de AFC possui uma chave que possibilita desabilitar do sistema do AFC para que o controle de frequência seja feito de maneira manual. De acordo com Varian Medical Systems (2005), esta chave é utilizada para se encontrar o ponto de máximo de ressonância da guia aceleradora, de forma a otimizar o sistema, estado no qual o sistema de AFC deve ser calibrado.

Esta chave também pode ser utilizada para se testar a calibração do sistema AFC. Ao se desabilitar o sistema de AFC e, através do controle manual se retirar o equipamento de seu ponto ótimo de funcionamento, ao se ligar realizar a habilitação do sistema AFC, deve-se verificar se este foi capaz de buscar novamente o seu ponto ótimo de funcionamento. Este teste normalmente é realizado para dessintonizações em ambos os sentidos.

5.2 Circulador

Segundo Philips Semiconductors (1998), circuladores são dispositivos passivos de três ou mais portas, onde uma potência é transferida de uma porta para a seguinte, em ordem predeterminada. A figura 35 exemplifica o funcionamento dos circuladores de três e quatro portas.

Os tipos mais comuns de circuladores se baseiam no método da rotação de Faraday em ondas se propagando em um material magnetizado ou no método do cancelamento de ondas se propagando por dois caminhos diferentes perto de um material magnetizado (junção Y).

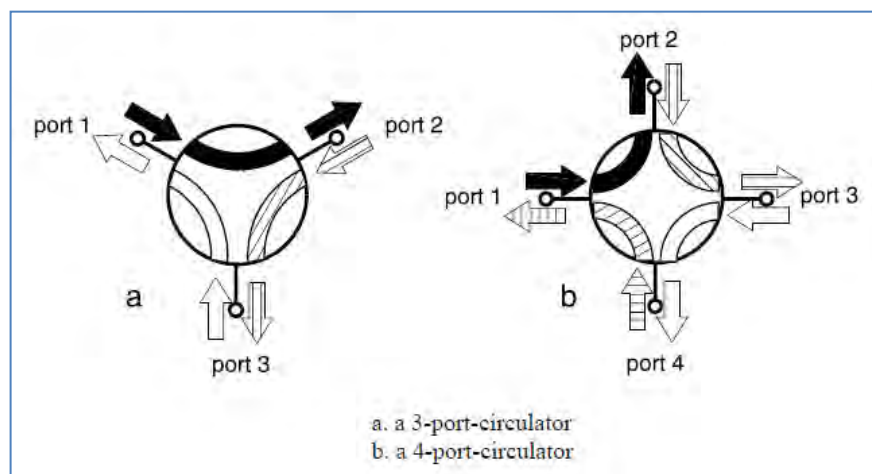


Figura 35: Diagrama de funcionamento de um circulador. Fonte: Philips Semiconductors.

5.3 Canhão de elétrons

A função do canhão de elétrons é gerar um feixe de elétrons de alta energia. Usualmente, os canhões de elétrons dos aceleradores lineares fazem uso do efeito termiônico, no qual há um aumento do número de elétrons emitidos por um metal de acordo com o aumento de sua temperatura. Um exemplo deste canhão pode ser visto na figura 36.

Segundo informações obtidas do site do departamento de Engenharia e Ciências de Materiais da Universidade do Estado de Iowa, o feixe de elétrons do canhão é gerado por um filamento, que pode ser feito de diversos materiais. O mais comum destes, é o filamento de tungstênio que funciona como o cátodo do sistema.

Segundo a Universidade de Liverpool (2000), sobre este filamento aplica-se uma tensão AC constante que o fará aquecer. A corrente através do filamento controla a temperatura deste e, portanto, o número de elétrons emitidos. A corrente deve ser suficiente para saturar o filamento, de forma a se obter o melhor desempenho em relação ao tempo de vida útil do filamento e à quantidade de elétrons emitidos.

Com o filamento aquecido, pulsa-se um sinal de alta tensão (fornecida pelo modulador) entre o cátodo e o ânodo do canhão. O ânodo, por possuir um potencial mais positivo em relação ao filamento, irá acelerar os elétrons em sua direção, formando assim um feixe de elétrons.

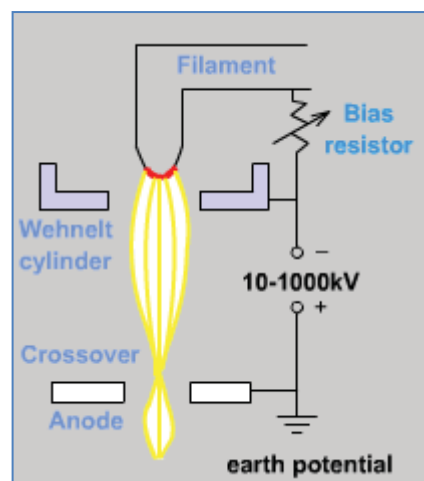


Figura 36: Diagrama de um canhão de elétrons. Fonte: Universidade de Liverpool.

5.4 Guia de Onda

A guia de onda, cujo perfil é retangular, tem por função transportar a potência RF gerada pela *magnetron* até a janela da guia aceleradora. A figura 37 apresenta uma seção de guia de onda.

Segundo o SLAC National Accelerator Laboratory, operado pela Universidade de Stanford, quando uma micro-onda é aplicada na entrada da guia de onda, o campo elétrico gera um fluxo de corrente através do cobre da guia de onda. Essa corrente, por sua vez, induz um campo eletromagnético oscilando na mesma frequência da onda original. Através deste efeito, pode-se recuperar a onda original na saída da guia com um mínimo de perda devido à baixa resistência ôhmica do cobre.

Para altas potências, a guia de onda deve estar sobre pressão de vácuo ou preenchida com gás dielétrico. Desta forma impede-se a criação de arcos elétricos em seu interior devido aos fortes campos elétricos.

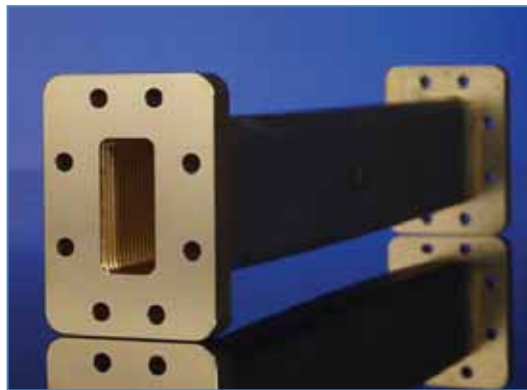


Figura 37: Seção de uma guia de onda. Fonte: SLAC National Accelerator Laboratory.

5.5 Guia Aceleradora

A guia aceleradora, também chamada de tubo, é feita de cobre devido à grande condutividade elétrica e magnética deste material. O volume interno do tubo é totalmente selado, de forma a se possibilitar a criação de uma pressão de vácuo neste. A intenção do vácuo é evitar arcos elétricos em seu interior e fazer com que não haja partículas contra as quais o feixe de elétron possa colidir.

Segundo o SLAC National Accelerator Laboratory, operado pela Universidade de Stanford, o interior do tubo é construído de forma a ter várias sequências de células chamadas de cavidades. O espaçamento entre as cavidades irá determinar a frequência de ressonância do

sistema. De forma geral, na frequência de ressonância, o sistema permite que o padrão do campo elétrico e do campo magnético se repita a cada grupo de três cavidades.

Nesta situação, o feixe de elétrons gerado pelo canhão de elétrons é introduzido na guia aceleradora, no tempo correto para que o campo elétrico acelere os grupos de elétrons do feixe. Há de se lembrar que o feixe de elétrons produzido pelo canhão de elétrons, como também as micro-ondas geradas pela válvula *magnetron*, possuem o mesmo gatilho, sendo este o trem de pulso de alta tensão gerado pelo modulador.

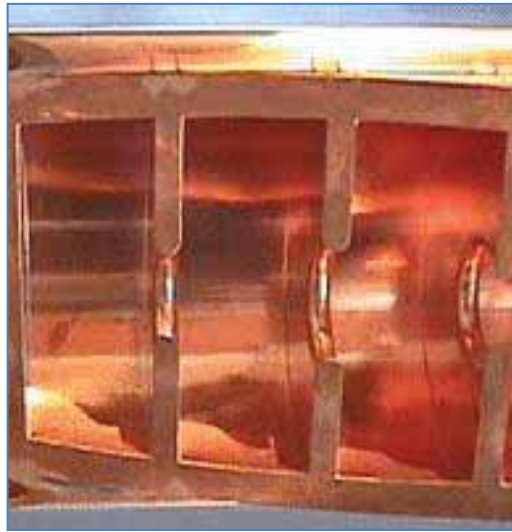


Figura 38: Interior de uma guia aceleradora. Fonte: SLAC National Accelerator Laboratory

6. SISTEMA DE DOSIMETRIA

Para a segurança do paciente e eficácia do tratamento radioterápico, faz-se necessário a medição e o controle da taxa de dose, da energia e da simetria do feixe emitido pelo Linac. Aos sistemas responsáveis pela execução destas tarefas, denominam-se sistemas de dosimetria.

Na figura 39, é possível visualizar o diagrama de blocos de um sistema de dosimetria.

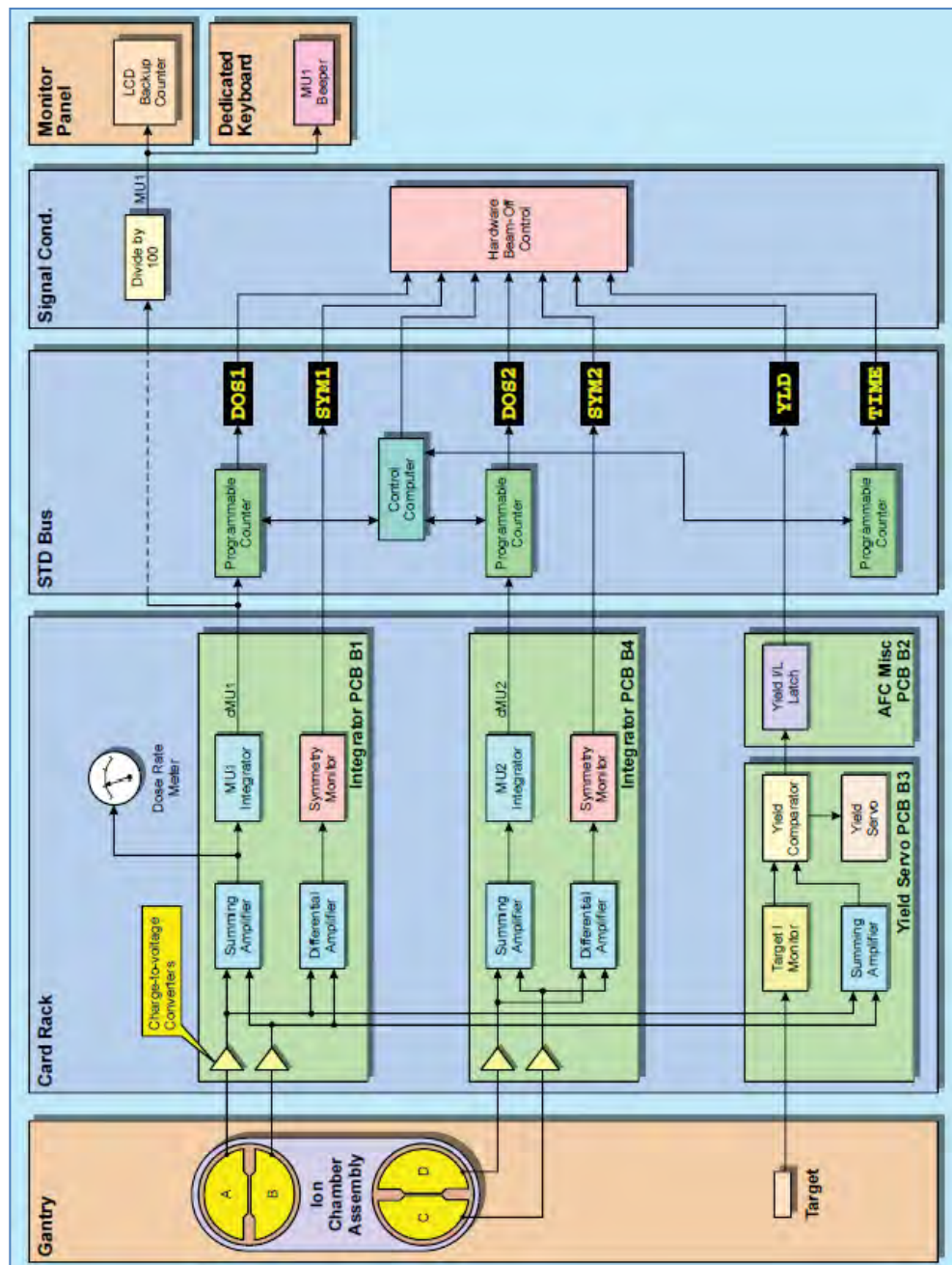


Figura 39: Diagrama de blocos do sistema de dosimetria. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o sistema de dosimetria é composto por dois subsistemas principais: analógico e digital. Os sistemas analógicos compreendem as câmaras de ionização, sistemas integradores e sistema Yield Servo. Os sistemas digitais por sua vez, compreendem o condicionamento de sinais (controle e interface de temporizadores) e a geração de *interlocks*.

6.1 Câmara de ionização

Uma câmara de ionização dupla se encontra localizada no *gantry*, logo abaixo do filtro de planura (*flattening filter*). A figura 40 exemplifica um modelo de câmara de ionização.

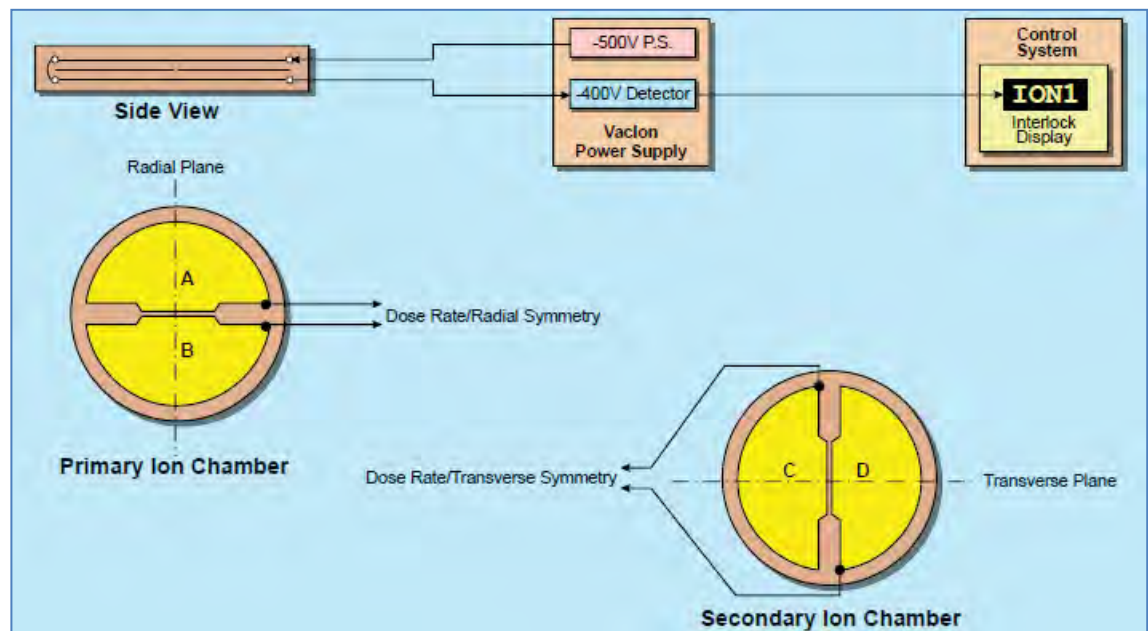


Figura 40: Layout das placas das câmaras de ionização. Fonte: Varian Medical Systems.

As câmaras são estruturas seladas cujo interior é preenchido com gás a uma pequena pressão. Dentro destas, podem ser encontradas quatro placas, sendo duas coletoras e duas polarizadoras.

As placas polarizadoras são ligadas em série e conectadas a fonte de alimentação das câmaras iônicas, a qual aplicará sobre as placas uma tensão de -500Vdc sobre as placas polarizadoras. Um detector de tensão é responsável por verificar a queda de tensão sobre as placas. Se em algum momento a queda for superior a 100V dc, o detector acionará o *interlock IONI* no console.

Uma câmara de ionização dupla, como o nome diz, possui duas câmaras: a câmara de ionização primária e a câmara de ionização secundária. É importante ressaltar que as câmaras são seladas independentemente.

Segundo Varian Medical Systems (2005), cada uma das câmaras possui um par de placas coletoras (isoladas entre si) dispostas em uma determinada configuração. Na câmara primária, as placas coletoras são configuradas para medir a simetria do feixe no eixo radial (*crossplane*), enquanto que secundária, as placas são dispostas de forma a medir a simetria do feixe no eixo transversal (*inplane*).

Segundo Varian Medical Systems (2006), ao se submeter uma câmara de ionização a um feixe de raios-X, o gás no interior da câmara será ionizado, fazendo surgir uma pequena corrente através das placas coletoras. Esta corrente será proporcional à intensidade do feixe aplicado.

Segundo Varian Medical Systems (2005), em baixas energias, o feixe de raios-X produzido pelo *target* tende a ser mais largo quando comparado com feixes produzidos por energias maiores. Portanto, qualquer alteração na energia do feixe irá resultar em uma variação da porcentagem de feixe que realmente passa através das placas coletoras.

Portanto, as câmaras de ionização são utilizadas para se verificar a simetria do feixe (se ambas as placas coletoras recebem a mesma quantidade de feixe) e para se verificar variações na energia do feixe (capacidade de penetração).

6.2 Processamento do sinal das câmaras de ionização

Os circuitos responsáveis por tratar o sinal proveniente das câmaras de ionização são idênticos para as câmaras primária e secundária. Portanto, apenas será apresentado o tratamento do sinal da câmara de ionização primária. Na existência de alguma diferença entre os circuitos, esta será notificada. A figura 41 apresenta um diagrama de blocos deste circuito em questão.

6.2.1 Monitoramento da taxa de dose

Segundo Varian Medical Systems (2005), os sinais gerados nas placas coletoras (A e B) são direcionados para pré-amplificadores, cuja função é converter os níveis de corrente dos sinais em níveis de tensão. As tensões de saída dos pré-amplificadores são somadas (A+B)

através de um amplificador somador. Devido à sua constante de tempo alta, a tensão na saída do amplificador somador representa a taxa de dose média do feixe emitido sobre a câmara de ionização.

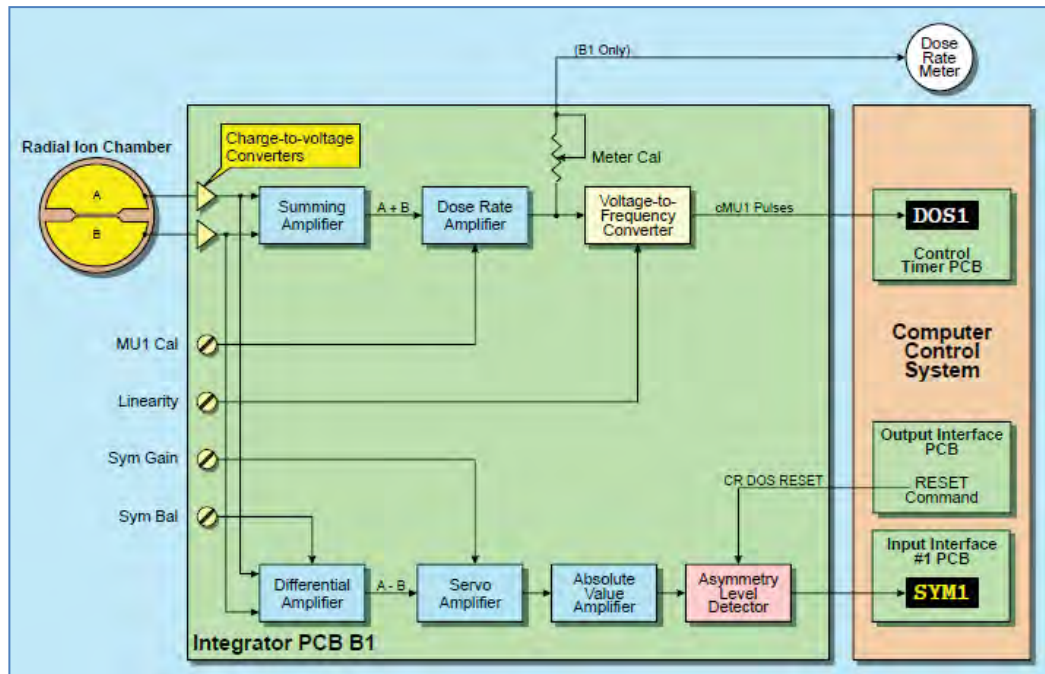


Figura 41: Processamento de sinal das câmaras de ionização. Fonte: Varian Medical Systems.

Esta taxa de dose média (somente da câmara primária), após ser amplificada novamente, é utilizada para alimentar um medidor de taxa de dose analógico. Este medidor normalmente se encontra no interior do console e apesar de não ser utilizado no tratamento clínico, é de grande utilidade aos engenheiros de manutenção.

O amplificador da taxa de dose média pode ter seu ganho calibrado através do sinal MU1 Cal. Quando seu ganho estiver corretamente calibrado, cada pulso corresponde a um centésimo de uma unidade monitora (cMU). No tratamento clínico, o tempo de exposição do paciente ao feixe de radiação é definido como o tempo necessário para se entregar uma determinada quantidade de unidades monitoras (*monitor units* MU), esta definida pelo responsável médico pelo tratamento.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o sinal de tensão da taxa de dose média é direcionado para um integrador, que o converte em um trem de pulsos de frequência proporcional à tensão do sinal. Este integrador possui uma entrada chamada LINEARITY, cuja função é assegurar que a calibração do sistema de dosimetria não sofra alterações com a

mudança de taxa de dose, ou seja, que a resposta do integrador seja linear independente da taxa de dose.

Este trem de pulsos é direcionado ao console, onde contadores programáveis os somam e geram o *interlock* DOS1 (ou DOS2 no caso da câmara secundária). Estes *interlocks* são responsáveis por interromper o feixe radioativo quando for alcançada a quantidade de unidades monitoras programadas para o tratamento.

Segundo Varian Medical Systems (2005), outro contador programável é responsável pela geração do *interlock* TIME, responsável por interromper o feixe de radiação caso o tempo de tratamento alcance o tempo estipulado durante a programação do feixe. O cálculo do tempo de tratamento é realizado automaticamente pelo console, tendo como base a taxa de dose média selecionada. É usual que o feixe seja interrompido pelo *interlock* DOS1 (indicando que o paciente foi submetido à quantidade de unidades monitoras desejada). Quando o feixe é finalizado pelo TIME, isto indica que, por algum motivo, houve queda na taxa de dose média do feixe e o feixe foi interrompido com base no tempo programado.

Segundo Varian Medical Systems (2005), quando um destes três *interlocks* citados ocorre, uma lógica de hardware com redundância dupla irá substituir o comando de *beam on* do console e finalizar o feixe. Caso esta lógica falhe, o próprio console irá finalizar o feixe. Entretanto, vale ressaltar, que o hardware é testado pelo console, por duas vezes, antes da emissão do feixe para assegurar o seu funcionamento.

6.2.2 Monitoramento da simetria

De forma semelhante ao monitoramento da taxa de dose, o monitoramento da simetria irá utilizar os sinais gerados nas placas coletoras (A e B). Após serem direcionados para os pré-amplificadores, os sinais de tensão na saída destes são direcionados para um amplificador diferencial, onde seus valores instantâneos são subtraídos (A-B).

Segundo Varian Medical Systems (2005), a saída do amplificador diferencial será direcionada para um servo amplificador e na sequência para um amplificador de valor absoluto. Por último, o nível de tensão na saída do amplificador de valor absoluto será comparado no detector de assimetria. Caso o nível do sinal corresponda a uma assimetria de 2%, a saída do detector irá gerar no console o *interlock* SYM1 (ou SYM2 no caso da câmara secundária), que irá interromper o feixe via hardware.

Através das entradas de calibração SYM BAL e SYM GAIN, é possível calibrar o sistema de monitoramento de assimetria. Entretanto, antes de se calibrar o sistema, é necessário se ter certeza que a guia aceleradora se encontra centralizada. Esta verificação de alinhamento é realizada através do uso de um *water phantom* (equipamento utilizado para se realizar a varredura da planura e simetria dos feixes).

Segundo Varian Medical Systems (2005), após se ter certeza que o feixe se encontra centralizado, com o Linac em estado de *beam on*, deve-se medir a tensão na saída dos pré-amplificadores. Apenas se estas tensões forem idênticas ou dentro de uma margem de 25mV é que se poderá dar procedimento na calibração dos sinais de calibração.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), é importante ressaltar que o amplificador diferencial precisa ser linear. Para isso se fará uso do ponto de teste do SYM BAL, que nada mais é do que uma tensão de referência. Cada um dos sinais de entrada (A e B) está conectado a um capacitor. Ao se colocar uma carga de 65,7k Ω em paralelo com este capacitor, se estará a simular uma assimetria de 2%. É importante que o potenciômetro do SYM BAL seja ajustado de tal forma que a tensão no ponto de teste seja o mesmo independente de com qual capacitor esteja associada a carga.

Após se calibrar o amplificador diferencial, ainda com a carga associada a um dos capacitores, deverá se regular o potenciômetro do sinal SYM GAIN de forma a interromper o feixe devido ao *interlock* de assimetria.

6.3 Monitoramento da energia

O monitoramento da energia do feixe é realizado pelo sistema de Yield. O Yield irá monitorar o feixe e tentará corrigir o sistema de forma a manter a energia estável. Variações de energia durante o tratamento não são desejáveis, pois a mudança ocasionaria a mudança da profundidade do ponto máximo efetivo da radiação emitida pelo feixe. A figura 36 representa o diagrama de blocos deste sistema.

A estabilidade da energia do feixe durante o tratamento é alcançada através de correções na tensão de disparo da *DeQing*, localizada no modulador. Na figura 42, a saída nomeada *DQUING REFERENCE VOLTAGE* é a variável que determina a tensão de referência do comparador da *DeQing* e, portanto, controla a tensão de carga do PFN.

A tensão de referência é determinada pela soma das tensões do potenciômetro de ajuste da tensão do PFN (*PFN Voltage Adjustment*) e do DAC (conversor digital-analógico), que será o responsável pelas correções de modo a manter constante a energia do feixe.

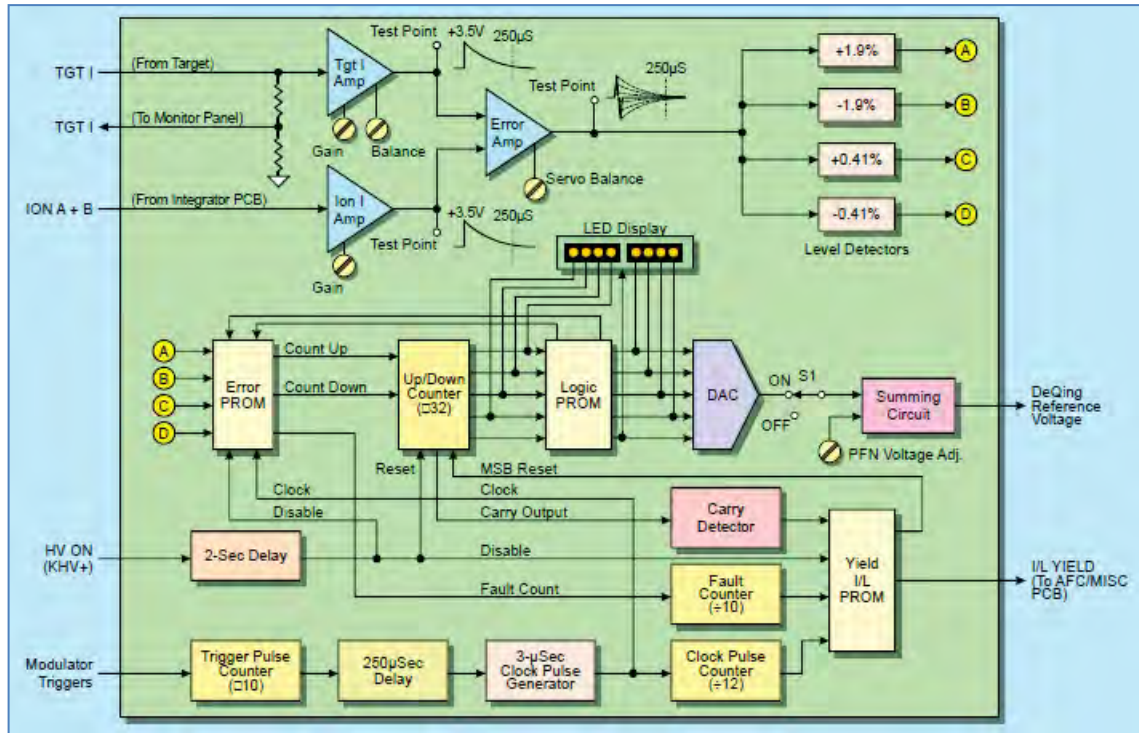


Figura 42: Diagrama de blocos do sistema Yield. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical Systems (2005), em um feixe de energia estável, existe uma relação fixa entre a corrente gerada no *target* e a corrente gerada na câmara de ionização primária. Dada a proporção entre estas duas correntes, os sinais TGT I (amostra da corrente do *target*) e ION A+B (amostra da corrente da câmara de ionização) são amplificados e comparados entre si, de modo a verificar se houve mudança na energia do feixe.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), Qualquer mudança na taxa de dose afeta proporcionalmente ambos os sinais acima citados, não gerando a necessidade de correção no sistema. Entretanto, mudanças na energia do feixe devido a variações na temperatura afetam apenas a corrente da câmara de ionização. Essa mudança na proporção de ambas as correntes irá resultar numa mudança na saída do DAC de modo a corrigir o sistema.

6.3.1 Circuitos analógicos do Yield

A seguir, baseado no diagrama de blocos da figura 42, é descrito o funcionamento e a calibração da parte analógica do sistema de Yield.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o *target* não possui uma fonte de alimentação. Entretanto, o impacto de um feixe de elétrons no *target* induz uma pequena corrente em direção ao terra, cuja amostra é o sinal TGT I. O retorno desta corrente ao terra ocorre através de dois resistores em séries, sobre os quais surge uma tensão proporcional à corrente de *target*. Através de um cabo coaxial, este sinal é levado ao console, para que seja possível verificar a forma de onda desta corrente com um osciloscópio durante a calibração e manutenção do sistema.

O sinal de entrada ION A+B é o sinal de saída do amplificador somador do circuito de monitoramento da taxa de dose. Os amplificadores dos sinais TGT I e ION A+B possuem entradas que possibilitam a calibração do sistema. É através desta calibração que se determinará a relação entre as correntes do *target* e da câmara de ionização.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o amplificador do sinal TGT I possui uma entrada chamada BALANCE, através da qual se calibra o amplificador para que sua saída seja igual a zero quando não houver emissão de feixe (*beam off*). Isso é necessário, pois não é desejável que ruídos inerentes ao sistema sejam considerados na correção. Ambos os amplificadores possuem um potenciômetro para calibração de seu ganho. Na condição de *beam on*, após um profissional habilitado realizar a verificação da energia, estes são ajustados para que suas saídas possuam um pulso de mesma amplitude, que pode variar entre 2,5V a 3,5V.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), devido à grande constante de tempo destes amplificadores, os pulsos na saída dos amplificadores têm um tempo de descida de aproximadamente 300 microssegundos. A constante de tempo é assim projetada, pois ambos os sinais possuem tempos de subida diferentes, mas após 250ms suas amplitudes podem ser consideradas iguais.

As saídas destes amplificadores são então comparadas no *error amp*, um amplificador diferencial. Este amplificador possui um potenciômetro para ajuste de balanço, de forma a permitir o balanceamento entre os sinais de entrada.

Normalmente, o circuito de Yield possui uma chave para ativação (laço fechado) e desativação (laço aberto) da correção realizada no sistema. Essa chave é representada no diagrama de blocos como a chave S1, localizada na saída do DAC.

Todos os ajustes aqui descritos são realizados em laço aberto, ou seja, sem o sistema realizar a correção. Entretanto, o ajuste do potenciômetro de balanceamento deve ser realizado em laço aberto e depois verificado em laço fechado.

Segundo Varian Medical Systems (2005), monitorando-se a corrente de *magnetron*, que é proporcional à tensão de carga do PFN, deve-se ajustar o potenciômetro de balanceamento em laço aberto de tal forma que o sistema de Yield não efetue nenhuma correção quando em laço fechado. Se ao acionar-se e desacionar-se a chave S1 repetidamente, não se notar modificação na corrente da *magnetron* (modificações indicam alteração na tensão de carga do PFN), o sistema de Yield estará balanceado.

Desta forma, qualquer variação na energia do feixe, devido a variações de temperatura ou envelhecimento de componentes do sistema, resulta na correção da tensão de carga do PFN, de forma a retornar o valor da energia do feixe ao seu valor original.

6.3.2. Circuitos digitais do Yield

Para o circuito digital do Yield, é necessária a criação de *clocks* para os diversos contadores e memórias PROMs existentes no circuito do Yield. Para um entendimento mais claro das explicações a seguir, recomenda-se que a leitura das explicações seja acompanhada pela interpretação da figura 42.

Como a correção do sistema Yield atua sobre a tensão de carga no PFN, é utilizado como tempo base para o *clock* o sinal de *trigger* do modulador, responsável pelos disparos da *thyatron*.

Segundo Varian Medical Systems (2005), após o sistema Yield realizar uma correção, é necessário que haja tempo para o feixe se estabilizar, antes que seja verificada a necessidade de uma nova correção ou não. Portanto, o sinal de *trigger* é direcionado para um contador de pulsos, que atuará como divisor de frequência, dividindo esta por dez. O sinal gerado pela saída do contador de pulsos do *trigger* será direcionado para um circuito de *delay*, que criará um pulso de *clock* de 3 μ s após 250 μ s do décimo pulso do sinal de *trigger*.

Ainda segundo Varian Medical Systems (2005), a saída do amplificador diferencial, como mostrada na figura 42, será direcionada para quatro comparadores de tensão. As tensões de referência dos comparadores são $\pm 0.25V$ e $\pm 1.15V$, correspondendo respectivamente a $\pm 0.41\%$ e $\pm 1.9\%$ de variação na energia do feixe.

O sinal de *clock* e as saídas dos comparadores são direcionados para a *error* PROM, cujas saídas, por sua vez, são conectadas a um contador *up/down* de cinco bits. Na PROM, de acordo com as saídas dos comparadores, podem ocorrer quatro situações, abaixo descritas.

- Se o comparador de +0.41% disparar, o pulso de *clock* é direcionado para a entrada *count down* do contador.
- Se o comparador de -0.41% disparar, o pulso de *clock* é direcionado para a entrada *count up* do contador.
- Se o comparador de +1.9% disparar, o pulso de *clock* é direcionado para a entrada do *count down* do contador, e também para o contador de falta.
- Se o comparador de -1.9% disparar, o pulso de *clock* é direcionado para a entrada de *count up* do contador, e também para o contador de falta.
- Se nenhum comparador disparar, nada acontecerá.

Segundo Varian Medical Systems (2005), todos os pulsos de *clock* são também direcionados para o contador *clock pulse*, que divide a frequência dos pulsos por doze. O contador de faltas, acima citado, será um contador de quatro bits configurado para contar no máximo até dez. A saída destes dois contadores é conectada a Yield I/L PROM. Se o contador de faltas produzir um sinal de saída antes do contador *clock pulse*, a PROM gera o *interlock* de Yield. Caso contrário, o contador *clock pulse* reseta o contador de faltas após doze pulsos. Resumindo o funcionamento dos contadores, se em 12 pulsos de *clock* a energia sofrer uma variação maior do que $\pm 1.9\%$ em dez deles, o *interlock* YLD será criado.

As saídas do contador *up/down* de cinco bits alimentam as entradas da *logic* PROM, que por sua vez, direciona suas saídas para o DAC. A *logic* PROM também controla a *error* PROM inibindo o *count up* quando o contador estiver cheio e inibindo o *count down* quando o conteúdo do contador for zero.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o contador *up/down* de cinco bits, possui algumas peculiaridades. Este é constituído de um contador de quatro bits e um *latch* para o bit MSB. Toda vez que o contador sofre um *overflow*, o sinal de *carry* seta o detector de *carry*, fazendo a Yield I/L PROM setar o *latch* MSB. Com o *latch* MSB setado, se o contador sofrer um *underflow*, o sinal de *borrow* irá resetar o detector e o *latch*.

Segundo Varian Medical Systems (2005), o estado do contador *up/down* é indicado por dois conjuntos de quatro LEDs (um conjunto ânodo comum e o outro cátodo comum) em

sequência. Todos os oito LEDs estão apagados quando o contador estiver no seu estado intermediário (contador de quatro bits setado e *latch* resetado). Quando houver alteração na contagem do contador, os LEDs iniciam uma contagem binária a partir do centro, indicando a contagem do contador de quatro bits. O *latch* MSB é quem definirá que grupo de LEDs estará ativo. Quando este estiver resetado, o conjunto de LEDs ânodo comum estará ativo, e quando estiver setado, o conjunto de LEDs cátodo comum será o grupo ativo.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), quando o Linac estiver na condição de *beam off*, as PROMs estão desabilitadas e o contador *up/down* está no seu estado intermediário. Quando ocorrer a transição para *beam on*, o sinal HV ON seta um circuito de atraso de dois segundos. Após este dois segundos, as PROMs são habilitadas e o circuito de Yield está apto a funcionar. Este atraso tem a intenção de permitir que o feixe se estabilize antes que o sistema de Yield inicie a monitoração e correção da energia do feixe.

Quanto ao funcionamento do DAC, este dependerá do contador *up/down*. Se o *latch* MSB estiver setado, é gerada uma tensão positiva correspondente à contagem para ser somada à tensão de referência de carga do PFN. Caso o *latch* MSB esteja resetado, é gerada uma tensão negativa correspondente à contagem para ser somada à tensão de referência.

Como dito no início, a soma das tensões de referência de carga do PFN e do DAC, representam a tensão de referência para o disparo da *DeQing*, que por sua vez determina a tensão de carga no PFN. O ajuste desta tensão é o responsável por manter a energia do feixe constante durante a condição de *beam on*.

7. SISTEMAS DE SUPORTE

Os sistemas de suporte do Linac são compostos pelos sistemas de vácuo, de refrigeração à água e de gás dielétrico. Neste capítulo, são descritos brevemente tais sistemas.

7.1 Sistema de vácuo

O sistema de vácuo é formado basicamente pelo pela fonte de alimentação do sistema de vácuo e pelas bombas iônicas, cuja função é gerar e manter uma determinada pressão de vácuo dentro da guia de onda.

Segundo Varian Medical Systems (2006), esta pressão de vácuo é necessária para evitar a formação de arcos elétricos no interior da guia aceleradora, devido ao forte campo elétrico durante o estado de *beam on* do Linac. A pressão de vácuo também diminui a probabilidade de colisão do elétron acelerado com alguma partícula suspensa no interior da guia.

7.1.1 Fonte de alimentação do sistema de vácuo

A fonte de alimentação do sistema de vácuo é responsável por gerar potência para dois sistemas distintos do Linac: bomba iônica e câmara de ionização.

Conforme visto no sistema de dosimetria, as câmaras de ionização fazem uso de uma tensão DC de -500V para a criação de um campo elétrico nas placas polarizadoras, responsáveis por ionizar o gás presente no interior da câmara.

Segundo Varian Medical System (2005), a fonte de alimentação, além de gerar esta tensão, também é responsável por monitorar a queda de tensão sobre as placas. Através de um divisor de tensão, a tensão de retorno das placas é dividida por 100 e uma amostra é enviada para um comparador, setado para disparo por uma tensão de referência de -4V. Se a queda de tensão sobre as placas polarizadoras for superior a -100V, o comparador irá disparar o *interlock* ION1 (para a câmara primária) ou ION2 (para a câmara secundária).

A função do *interlock* acima descrito é verificar o fim da vida útil da câmara de ionização ou a existência de algum problema no cabeamento e contatos responsáveis por transferir a potência da fonte para a câmara.

7.1.2 Bomba iônica

As bombas iônicas são responsáveis pela geração e manutenção da pressão adequada para a guia aceleradora dos Linacs. Através da captura das moléculas em suspensão no sistema, é possível gerar pressões de vácuo (pressão negativa em relação à atmosférica) da ordem de 10^{-11} torr. A figura 43 demonstra o funcionamento básico de uma bomba de vácuo.

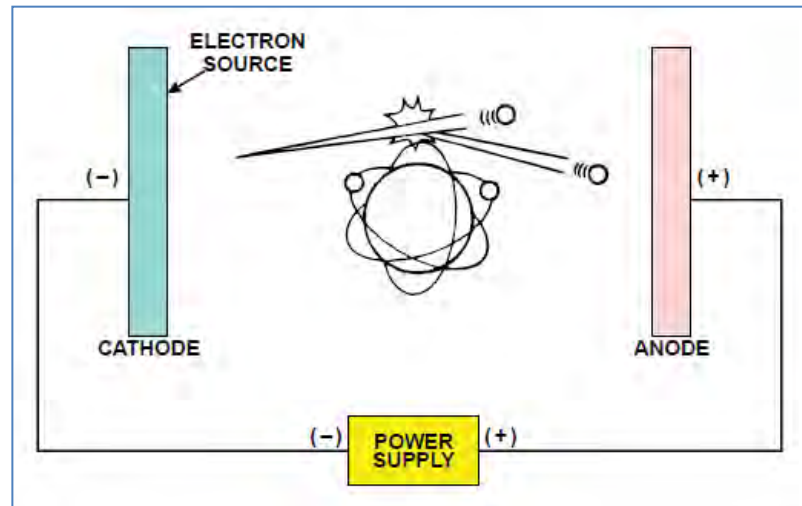


Figura 43 Funcionamento básico da câmara de ionização. Fonte: Varian Medical Systems.

Segundo Varian Medical System (2006), a captura de moléculas em suspensão é realizada através do processo de *sputtering*, que consiste em recobrir uma amostra, carregada positivamente, em uma câmara de alto vácuo. Através do uso de dois eletrodos, aplica-se entre estes uma diferença de potencial de forma a se criar uma região de alto campo elétrico. Devido ao campo elétrico, elétrons são atraídos do cátodo (-) para o ânodo (+). Durante o seu percurso, elétrons se chocam com as moléculas presentes no volume, caso estas existam. Através do choque, a molécula é ionizada e um elétron livre será gerado. A molécula ionizada é atraída e depositada sobre o cátodo, enquanto o elétron livre segue para o ânodo.

Na figura 44, é demonstrada uma bomba iônica do tipo diodo, que possui um magneto acoplado ao seu redor. Segundo Varian Medical Systems (2006), o campo magnético gerado pelo magneto força os elétrons a uma trajetória helicoidal. Esta trajetória, por ser mais longa do que uma linha direta, aumenta o percurso do elétron e a probabilidade deste se chocar com alguma molécula presente no volume. Desta forma, o magneto aumenta a eficiência da bomba iônica. Devido ao campo magnético e à trajetória do elétron, diminui-se a probabilidade o contato deste com o ânodo, formando assim uma nuvem de elétrons na região entre os ânodos.

Esta nuvem faz com que não seja necessária a utilização de um filamento que supra o sistema com elétrons, fazendo com que o sistema receba o nome de *cold cathode discharge*.

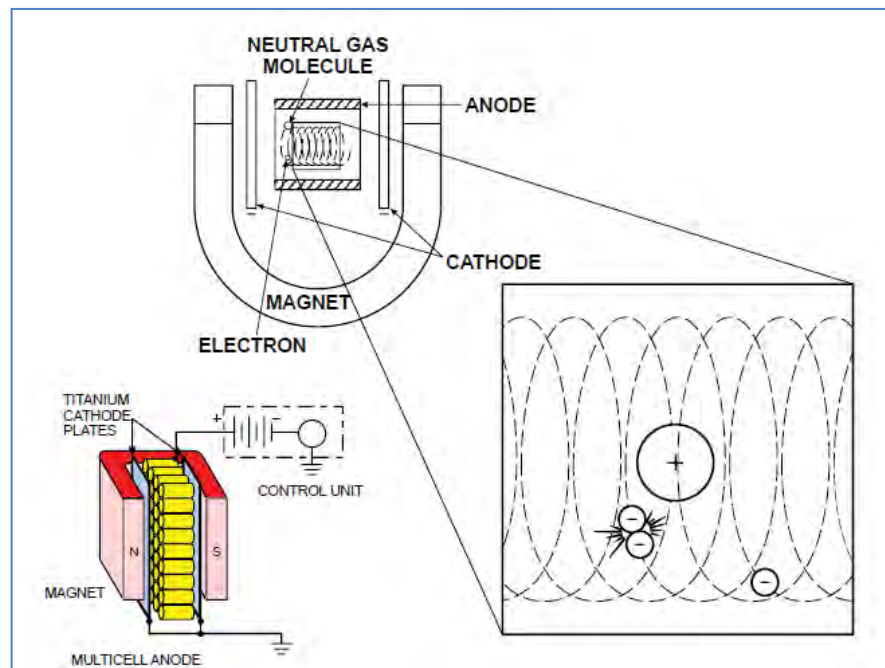


Figura 44: Bomba iônica do tipo diodo. Fonte: Varian Medical Systems.

7.2 Sistema de refrigeração à água

Como pode ser visto na figura 45, o sistema de refrigeração à água pode ser dividido em dois subsistemas: sistema de água interno e o sistema de água externo. Essa separação é feita, pois é necessário o controle da temperatura da água no interior do Linac.

7.2.1 Circuito externo de água

A função do sistema de água externo é suprir o Linac com água, cuja temperatura esteja entre 11 e 15°C. Tais temperaturas de água são possíveis através do uso de um *chiller*, cuja função é retirar o calor da água.

A tubulação de água do *chiller* é conectada ao Linac através de duas válvulas de retenção, que retêm o fluxo de água caso seja necessária manutenção em algum dispositivo do circuito de água externo.

Segundo Varian Medical System (2005), a água refrigerada vinda do *chiller* passa por um filtro e na sequência por uma válvula mecânica Penn, que controla o fluxo de água no

circuito externo. Através de um sensor de temperatura no circuito interno, localizado na saída do trocador de calor, a válvula regula sua abertura de modo a controlar o fluxo e, portanto a temperatura da água no circuito interno.

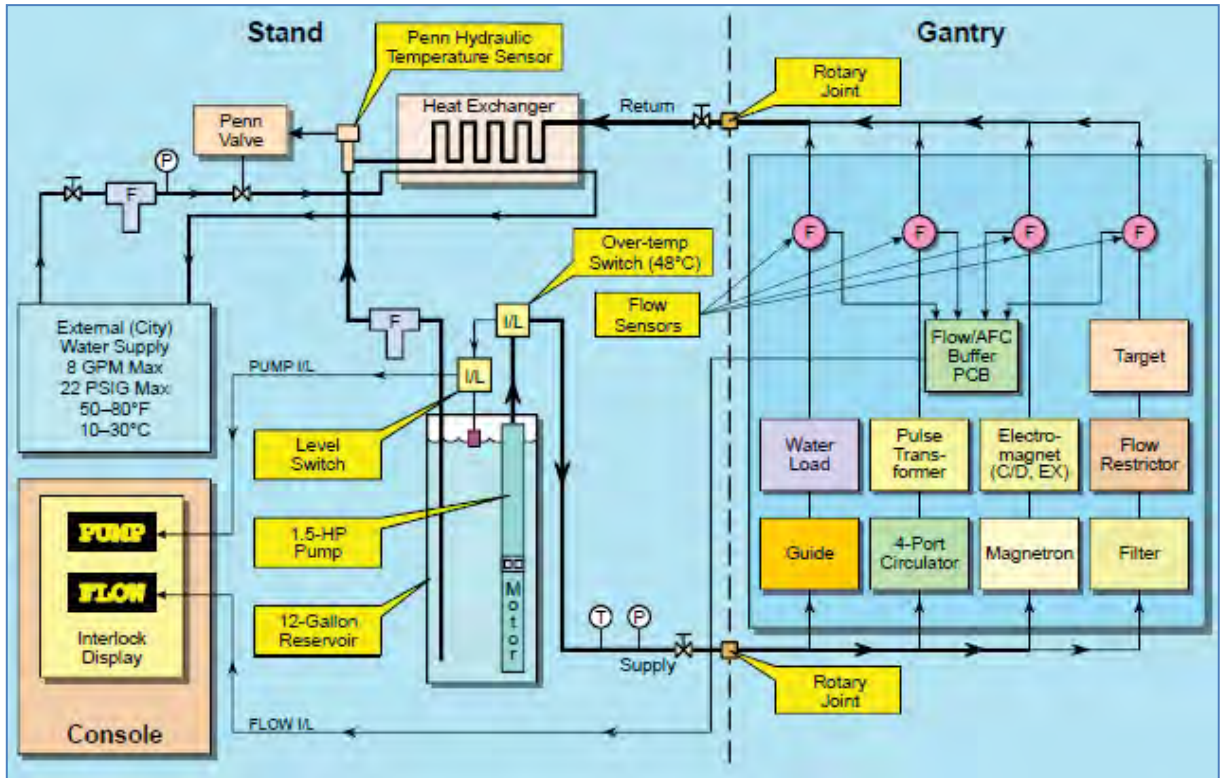


Figura 45: Sistema de refrigeração à água. Fonte: Varian Medical Systems.

De acordo com Varian Medical Systems (2005), a saída da válvula é conectada ao trocador de calor, cuja função consiste em permitir a troca de calor entre os dois circuitos de água sem que haja troca de fluídos entre estes. O sensor da válvula Penn age baseando-se neste fato. Ao notar um acréscimo na temperatura da água na saída do trocador de calor do sistema interno, a válvula aumenta o fluxo de água fria do sistema externo com o intuito de aumentar a taxa de transferência de calor. Ao notar um decréscimo na temperatura, a válvula reduz o fluxo sobre si de forma a diminuir a taxa de transferência de calor e, portanto, aumentar a temperatura da água no circuito interno. Por se tratar de uma válvula mecânica, o ajuste desta é realizado na própria válvula e de maneira experimental, pois irá depender de diversos fatores como temperatura do circuito externo, rendimento do trocador de calor, entre outros.

7.2.2 Sistema interno de água

Uma bomba submersa do tipo centrífuga, localizada no interior do reservatório de água, supre o sistema interno de água com um fluxo constante de água. Esta bomba é resfriada pela própria água do reservatório em que se encontra, portanto, se o nível da água cair abaixo do topo da bomba, os propulsores desta poderiam ser danificados.

Para evitar que o nível da água do reservatório seja inferior ao nível desejado, uma chave de nível é utilizada para monitorar este parâmetro. Como visto no capítulo três, a chave de nível se encontra no circuito que alimenta a bobina do relé, cujos contatos fornecem a alimentação do motor da bomba. Portanto, se o nível for inferior ao desejado, a bomba é desligada e um *interlock PUMP* é gerado no console.

Segundo Varian Medical System (2005), o preenchimento do reservatório é feito de forma manual e deve ser feito com água destilada. Devido à temperatura da água no circuito interno (aproximadamente 40°C), é necessário o uso de água destilada para evitar a proliferação de microorganismos no sistema, que poderiam com o tempo causar uma obstrução parcial ou prejudicar o rendimento de algum dispositivo do sistema. É também usual a adição de aditivos que colaborem para este objetivo.

Á água bombeada será direcionada para um termostato, que conforme visto no capítulo três, também se encontra no circuito que alimenta a bobina do relé do motor da bomba. Se o sensor verificar que a temperatura da água do circuito interno é maior do que um determinado valor pré-determinado, o motor da bomba é desligado e o *interlock PUMP* é gerado no console. Normalmente o desligamento por sobretemperatura está ligado a uma falha no circuito do *chiller*.

Do termostato a água bombeada segue para um distribuidor (ou manifold), que irá distribuir o fluxo de água através de quatro linhas distintas: guia de onda, circulador, *magnetron* e *target*. Cada um destes circuitos possui um transdutor de fluxo que será analisado seção 7.2.2.1.

Destes circuitos, a água bombeada irá atravessar a serpentina do trocador de calor, onde realizará troca de energia calorífica com o sistema externo de água explicado na seção 7.2.1. Do trocador de calor, a água segue pelo sensor de temperatura da válvula Penn e posteriormente é devolvida ao reservatório, reiniciando o ciclo.

7.2.2.1 Transdutores de fluxo

As quatro linhas alimentadas pelo distribuidor do circuito interno de água são constantemente monitoradas por transdutores de fluxo, um por linha, cuja função é verificar se não há obstrução na tubulação. No caso, esta obstrução poderia ser causada pela deterioração das mangueiras utilizadas em parte do circuito interno de água.

Segundo Varian Medical Systems (2005), estes transdutores são pequenas turbinas, acopladas a um dispositivo magnético. Quando o fluxo de água faz a turbina girar, o dispositivo magnético gera um trem de pulsos a uma frequência proporcional ao fluxo que gerou o movimento na turbina. A figura 46 demonstra o trem de pulsos gerado pelo transdutor.

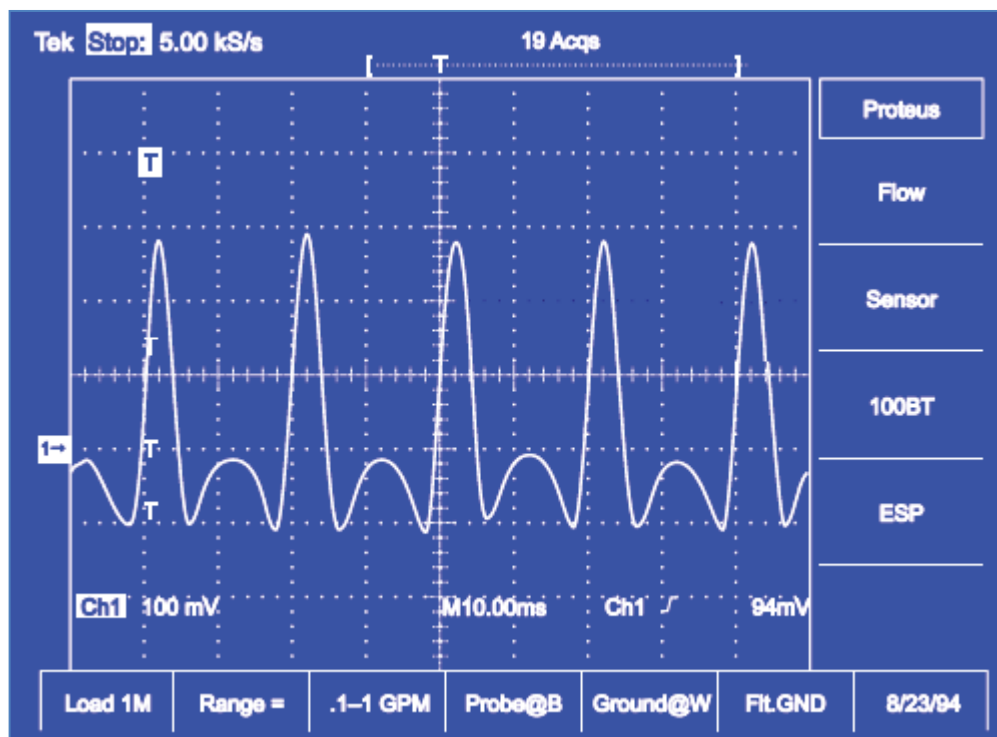


Figura 46: Forma de onda na saída do transdutor de fluxo. Fonte: Varian Medical Systems.

7.3 Sistema de Gás Dielétrico

Segundo Varian Medical Systems (2005), o sistema de gás dielétrico tem como função evitar a criação de arcos no interior da guia de onda, devido ao alto campo elétrico gerado durante a emissão de feixes pelo Linac.

A figura 47 apresenta o diagrama de blocos do sistema de gás dielétrico. Segundo Varian Medical Systems (2005), o sistema faz uso do hexafluoreto de enxofre (SF₆) como gás isolante devido a sua alta eletronegatividade, responsável por extinguir os arcos elétricos. O gás normalmente encontra-se pressurizado em um cilindro externo que é acoplado ao sistema através de um regulador de pressão. O aumento do efeito dielétrico do SF₆ é diretamente proporcional a sua pressão, portanto o gás é mantido a uma pressão de 32psi. Um manômetro, instalado na saída do regulador, tem como função fornecer a leitura da pressão do SF₆ no sistema.

De acordo com Varian Medical System (2005), apesar do aumento da pressão do SF₆ ser benéfico no sentido de evitar a formação de arcos elétricos no interior da guia de onda, por outro lado, o aumento exagerado da pressão pode causar danos à janela de cerâmica da guia aceleradora. Se por ventura a janela de cerâmica da guia aceleradora for danificada, de forma a danificar a isolamento realizada por esta, a condição de pressão de vácuo no interior da guia deixa de existir e a guia aceleradora é inutilizada.

Devido ao alto valor monetário das guias aceleradoras, para evitar danos à janela de cerâmica da guia devido à alta pressão no sistema de gás dielétrico, uma válvula de alívio é responsável por expelir o SF₆ do sistema se sua pressão for superior a 43psi, conforme observado em Varian Medical Systems (2005). Para evitar que o Linac opere com uma baixa pressão no sistema de gás dielétrico, devido a um vazamento em algum ponto do sistema, uma chave de pressão é responsável por monitorar a pressão deste. Se a pressão no sistema for inferior a 28psi, a chave de pressão será acionada, retornando o Linac para o modo de *standby* e gerando o *interlock* GAS no console.

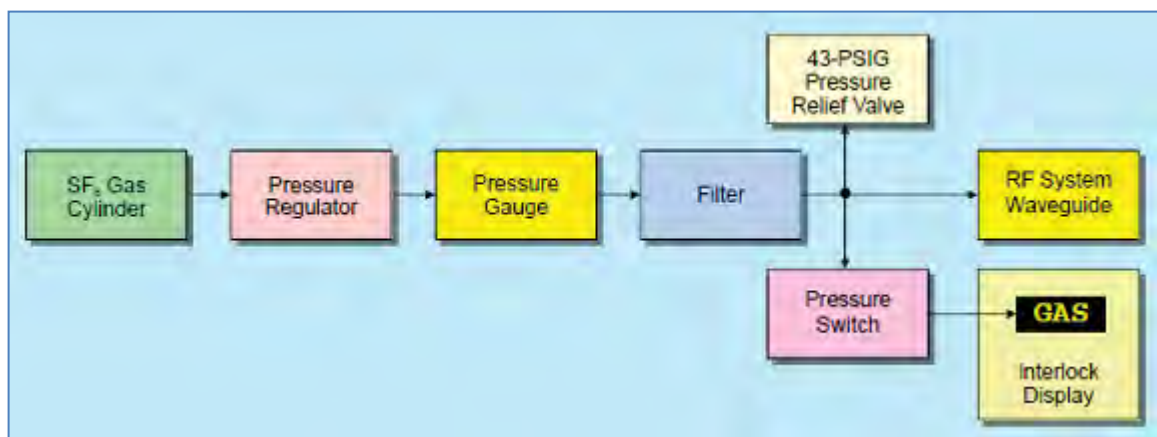


Figura 47: Diagrama de blocos do sistema de gás dielétrico. Fonte: Varian Medical Systems.

8. CONCLUSÃO

Através da análise de literaturas sobre os diversos componentes, realizou-se uma compacta síntese sobre os principais componentes responsáveis pela formação de um feixe radioativo por um acelerador linear.

Há de se ressaltar a grande valia da experiência de campo dos engenheiros e técnicos da empresa Medintec Latin America Ltda, cujo conhecimento acabou por tornar-se um dos pilares deste trabalho, através da complementação de informações conflitantes ou omissas existente em alguns materiais técnicos consultados.

Devido à grande quantidade de componentes de um acelerador linear e também à grande aplicação de princípios físicos avançados por parte de alguns componentes em particular, tornou-se um impossível descrever todos os componentes em grande profundidade.

Entretanto, foram descritos os processos de distribuição de potência, as sistemas de proteções do sistema, geração de alta tensão DC através de redes formadoras de pulsos (PFN), a modulação existente no pulso gerado no modulador, os processos de medição e controle das características de simetria e energia de um feixe radioativo, o sistema de controle de frequência de uma válvula *magnetron*, e os sistemas auxiliares à geração do feixe.

Através destes processos descritos, é possível sugerir a realização de trabalhos referentes ao projeto de circuitos que reproduzam os sistemas de controle automático de frequência, sistema Yield, ou sistema de assimetria de um feixe. Em menor escala, pode-se sugerir o desenvolvimento de um sistema modulador que simulasse os pulsos de alta tensão DC gerados pelo modulador de um acelerador linear.

Acredita-se que o material contido no trabalho desenvolvido é suficiente para a iniciação de profissionais nos primeiros passos do conhecimento acerca do funcionamento dos aceleradores lineares.

REFERÊNCIAS

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DE MATERIAIS DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE IOWA. **The Electron Source**. Disponível em: <<http://www-archive.mse.iastate.edu/microscopy/source.html>>. Acesso em: 29 nov. 2011.

INTERNATIONAL AGENCY OF RESEARCH ON CANCER. **World Cancer Report 2008**. 2009. Disponível em: <http://www.iarc.fr/en/publications/pdfs-online/wcr/2008/wcr_2008_2.pdf>. Acesso em: 28 nov. 2011.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS. **UM forum seeks to make cancer in the developing world a global health priority**. 2010. Disponível em: <http://www.un.org/apps/news/story.asp?NewsID=36106&Cr=cancer&Cr1=>. Acesso em: 28 nov. 2011.

PHILIPS ELECTRONICS U.K. Limited. **SL75-5 LINEAR ACCELERATOR: Explanations**. Volume 2, 1996.

PHILIPS SEMECONDUCTORS. **Circulators and Isolators, unique passive devices**. 1998.

REDAÇÃO DO JORNAL O DIÁRIO. **Campos: Garotinho consegue verba para compra de acelerador linear**. O Diário, Rio de Janeiro, 22 nov. 2011. Disponível em: <<http://odiariorj.com/campos-garotinho-consegue-verba-para-compra-de-acelerador-linear/>>. Acesso em: 28 nov. 2011.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **MEVATRON Linear Accelerator Product Planning Guide**. Revisão B, 1999.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **MLC Functional Description**. Revisão B, 2000.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **PRIMUS Linear Accelerator User Manual**. Revisão C, 1999.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **ZXT Treatment Table IEC Installation**. Revisão A, 2001.

SLAC NATIONAL ACCELERATOR LABORATORY. **Waveguide**. Disponível em: <<http://www2.slac.stanford.edu/vvc/accelerators/waveguide.html>>. Acesso em: 29 nov. 2011.

UNIVERSIDADE DE LIVERPOOL. **Transmission Electron Microscopy – Basics**. Disponível em: <http://matter.org.uk/tem/electron_gun/electron_sources.htm>. Acesso em: 29 nov. 2011.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **C-series Clinac Service “C” Course Manual**. Revisão AA, 2005.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **C-series Clinac Accelerator System Basics**. Revisão AG, 2006.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

SEDRA, A. S. **Microeletrônica**. 5. ed.: Prentice Hall Brasil, 2007.

ELEKTA ONCOLOGY SYSTEMS LIMITED. **Pedestal-type Patient Support System Service Manual**. 1999.

PHILIPS ELECTRONICS U.K. LIMITED. **Service Manual: System Linear Accelerator SL75-5**. 1996.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **Linear Accelerator Service**. Revisão F, 2003.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **MLC Maintenance**. Revisão A, 1997.

SIEMENS MEDICAL SYSTEMS. **Multileaf Collimator Product Planning Guide**. Revisão A, 1998.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. **C-series Clinac Computer Control System**. Revisão AH, 2006.