

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

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA DE POSICIONAMENTO
MICROCONTROLADO E DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO À
VOLUME VARIÁVEL**

FRANCISCO AUGUSTO LIMA MANFRINI

ORIENTADOR: PROF. ARNO HEEREN DE OLIVEIRA

JULHO – 2007

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES**

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA DE POSICIONAMENTO
MICROCONTROLADO E DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO À VOLUME
VARIÁVEL**

Dissertação apresentada ao programa de Pós graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Arno Heeren de Oliveira.
Departamento de Engenharia Nuclear

Francisco Augusto Lima Manfrini

Belo Horizonte – Minas Gerais

2007

*Dedico este trabalho, aos meus pais
Graça e Manfrini por nunca medirem
esforços em minha educação e por
serem para mim um exemplo de vida,
dedicação e amor.*

*Aos meus irmãos, por todos os
momentos alegres que passamos
juntos*

*A minha esposa Rozângela por estar
presente em todos os momentos.*

AGRADECIMENTOS

À Deus por ser o maior de todos os cientistas, que tem o poder de dar a vida e a minha esposa por dar sentido a minha vida.

Aos meus pais e irmãos por entenderem a minha ausência, e por me colocarem sempre em suas orações.

Ao prof. Arno, por acreditar em meu potencial e me ensinar através de seu exemplo que a maior qualidade de um cientista é o entusiasmo.

Aos meus grandes amigos Emerson, Marquinho e Ramiro.

A todas as amigas da Rô, que hoje são minhas amigas e tenho um carinho especial.

A prof. Gilva do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, por disponibilizar o acesso a mesa servoposicionadora para os testes preliminares.

Aos estagiários Glauber e Breno, por terem contribuído voluntariamente neste trabalho.

Aos amigos do CCTN, Eduardo, Flávia, Roberto, Márcia, Fabrício, Marcos, Arione pelos momentos alegres.

Ao Renato e a Cristina pela amizade e solidariedade.

Ao funcionários e professores do CCTN, em especial ao prof. Clemente por todos os ensinamentos.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELA

LISTA DE FIGURA

LISTA DE ABREVIATURAS

RESUMO

ABSTRACT

INTRODUÇÃO.....	12
Capítulo I REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
1.1 Exposição, Dose Absorvida	14
1.2 Teoria da Cavidade e o Principio de Bragg Gray	14
1.3 Câmaras de Ionização.....	18
1.4 Câmara de Extrapolação.....	23
1.5 Características de uma câmara de extrapolação.....	25
1.5.1 Dimensões e forma da cavidade.....	25
1.5.2 Os eletrodos e o anel de guarda.....	26
1.5.3 Corrente de ionização de saturação.....	27
1.5.4 Perdas por difusão.....	28
1.5.5 Efeitos de polaridade.	29
1.6 Automação e Controle do posicionamento da Câmara de Ionização.....	29
1.6.1 Sistema de controle a malha fechada versus sistemas de controle à malha aberta.....	30
1.6.2 Sistema de Controle Digital via Microcontrolador.....	31
1.7 Motores de passo.....	32
1.7.1 Tipos de Motores de Passo.....	32
1.7.2 Motores de Relutância Variável.....	33
1.7.3 Motores de Passo Unipolares.....	34
1.7.4 Motores de Passo Bipolares.....	35
1.8 Circuito de controle.....	36
1.8.1 Circuitos de Acionamento Sequencial.....	37

Capítulo II	MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
2.1	Sistema de automação da câmara.....	39
2.2	Central do sistema microcontrolado.....	40
2.2.1	Unidade de Memória.....	41
2.2.2	Unidade Central de Processamento.....	41
2.2.3	Unidade de Entrada e Saída.....	43
2.2.4	Unidade de temporização.....	43
2.2.5	Unidade de Comunicação em série.....	44
2.2.6	Watchdog.....	45
2.2.7	Conversor Analógico – Digital.....	45
2.3	Pinagem do microcontrolador.....	46
2.3.1	Reset.....	47
2.3.2	Clock.....	48
2.3.4	Portas de entrada e saída I/O.....	49
2.3.5	Programação do microcontrolador AT89S8252.....	50
2.4	Controle do Posicionamento da Câmara de Ionização.....	50
Capítulo III	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	52
3.1	Projeto da câmara de ionização e do sistema de automação do posicionamento.	52
3.2	Projeto da câmara de extrapolação.....	53
3.2.1	Detalhes do projeto da câmara de ionização.....	54
3.2.2	Fotos da câmara de extrapolação construída.....	55
3.2.3	Mesa Servoposicionadora.....	55
3.4	Sistema microcontrolado.	56
3.4.1	Central do sistema microcontrolado.....	56
3.4.2	Teclado	58
3.4.3	Driver para o motor de passo.....	59
3.4.4	Fotos do sistema de controle preliminar.....	59
3.5	Sistema de controle implementado.....	61
	Conclusões.....	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		64

LISTA DE TABELAS

36

Tabela 1.1	Seqüência acionamento em passo completo.....	37
Tabela 1.2	Seqüência acionamento em meio passo.....	38
Tabela 1.3	Ângulo de passo.....	38

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Distribuição de dose em um meio contendo uma cavidade.....	15
Figura 1.2	Distribuição de dose em um meio contendo cavidades de tamanhos diferentes.....	16
Figura 1.3	Princípio de funcionamento de um detector a gás.....	18
Figura 1.4	Variação do número de cargas coletadas, N, de um detector a gás genérico, em função da tensão, entre ânodo e cátodo. A – Região de Saturação, B – Região Proporcional, C – Limite da Região Proporcional e D – Região de Geiger-Müller.....	19
Figura 1.5	Câmara de placas paralelas com anel de guarda.....	21
Figura 1.6	Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas com anel de guarda.....	21
Figura 1.7	Diagrama esquemático de montagem de uma câmara de ionização sem anel de guarda (a) e outra com (b).....	22
Figura 1.8	Esquema de uma câmara de extrapolação.....	24
Figura 1.9	Curva de saturação.....	27
Figura 1.10	Motor de Relutância Variável.....	33
Figura 1.11	Motor de Passo Unipolar.....	34
Figura 1.12	Motor de Passo Bipolar.....	35
Figura 1.13	Diagrama do circuito de acionamento.....	36
Figura 1.14	Circuito excitador do motor de passo unipolares (a) e bipolares (b).....	37
Figura 2.1	Diagrama em blocos do sistema para o posicionamento da câmara de ionização.....	39
Figura 2.2	Arquitetura básica do microcontrolador.....	40
Figura 2.3	Representação de uma unidade de memória	41
Figura 2.4	Representação de uma ligação da unidade de memória a CPU	42

Figura 2.5	Representação de uma unidade de entrada e saída I/O.....	43
Figura 2.6	Representação de uma unidade de temporização.....	43
Figura 2.7	Representação de uma unidade série usada para enviar e receber dados...	44
Figura 2.8	Representação do watchdog.....	45
Figura 2.9	Representação de um conversor A/D.....	45
Figura 2.10	Disposição dos pinos no 8051.....	46
Figura 2.11	Circuito de Reset.....	47
Figura 2.12	Sinal de sincronismo.....	48
Figura 2.13	Capacitores e cristal acoplados ao clock interno.....	48
Figura 2.14	Esquema da porta I/O.....	49
Figura 2.15	Projeto do sistema.....	51
Figura 3.1	Diagrama em blocos do sistema implementado.....	52
Figura 3.2	Projeto preliminar da câmara de ionização.....	53
Figura 3.3	Foto da câmara de ionização aberta.....	55
Figura 3.4	Foto da câmara de ionização fechada e com a janela de entrada.....	55
Figura 3.5	Foto do eletrodo coletor da câmara de ionização.....	55
Figura 3.6	Mesa servoposicionadora projetada pelo DEM – UFMG.....	56
Figura 3.7	Projeto da placa com o microcontrolador.....	57
Figura 3.8	Projeto do cabo de comunicação com o computador.....	57
Figura 3.9	Projeto do teclado.....	58
Figura 3.10	Projeto e do drive de acionamento do motor	59
Figura 3.11	Foto do teclado.....	60
Figura 3.12	Foto do driver de acionamento do motor.....	60
Figura 3.13	Foto da central de controle.....	60
Figura 3.14	Foto do sistema de controle implementado.....	61

LISTA ABREVIATURAS

DIP	Dual In-line Package
Gy	Gray
I/O	Input/Output
ISP	
RAM	Random Access Memory

ROM	Ready Only Memory
S	Poder de freamento da partícula considerada
TTL	Lógica Transistor - Transistor
\bar{W}	Energia média necessária para criar um par de íons no meio considerado

RESUMO

Atualmente a medicina tem um grande interesse no desenvolvimento de novas pesquisas em terapias concernentes a aplicações das radiações, tendo em vista o tratamento de tumores ⁶. Com isso torna-se evidente a necessidade do desenvolvimento e aprimoramento de uma eletrônica associada aos detectores de radiação

O avanço tecnológico e o desenvolvimento da eletrônica faz com que processos, antes controlados por componentes analógicos, passem a ser controlados por sistemas digitais programáveis que apresenta como vantagens maior confiabilidade repetitividade e precisão. A maioria das recomendações dos protocolos internacionais sobre dosimetria clínica tem reconhecido as vantagens do uso de câmaras de ionização para dosimetria de feixes terapêuticos de elétrons com grande precisão.

Tendo em vista a alta sensibilidade da intensidade da radiação com a distância fonte-detector faz-se necessário o desenvolvimento de uma eletrônica capaz de controlar o posicionamento do detector com alta precisão. Para isso foi desenvolvido um sistema eletrônico programável com o microcontrolador AT89S8252, da Atmel..

O projeto do sistema mecânico a ser implementado é composto de um motor de passo acoplado a uma rosca sem-fim .Como o motor de passo utilizado possui 200 passos por rotação, tem-se portanto que cada passo corresponde a um deslocamento linear de 10 μm . Considerando que o erro de 5% tem-se uma precisão de 0.5 μm no deslocamento da câmara.

ABSTRACT

Nowadays the medicine has a large interest in the development of new research in therapies concerning to the applications of radiations aiming the treatment of tumors. Therefore is evident the necessity of the development and the improvement of an associated electronics to the detectors of radiation .

The technological advancement and the development of the electronic allow some proceedings initially controlled by analogical components be controlled by programmable digital systems that present advantages like more reliability, reproducibility and precision. The most of warnings of the international protocols about clinical dosimetry has recognized the advantages of the use of ionization chambers for dosimetry of therapeutic bundles of electrons with large precision.

Considering the high sensitivity of intensity of radiation with the distance source-detector is necessary the development of a electronics able to control the positioning of the detector with high precision. For this reason was developed a programmable electronic system with the microcontroller AT89S8252, of Atmel.

The automation and of system design is compound of end-shaft that is connected a stepper motor. However step motor used has 200 steps per rotation, each step becomes a $10\mu\text{m}$ of a linear displacement. Considering a motor step has a 5% error and a $0,5\mu\text{m}$ of s accuracing on the chamber displacement.

INTRODUÇÃO

Em atividades que envolvem aplicações das radiações, torna-se necessário medir a quantidade de radiação e conhecer a probabilidade dos efeitos produzidos pelos diversos tipos de radiação.

O estudo da dosimetria da radiação teve início no final do século XIX com a descoberta dos raios -X por Roentgen (1895), da radioatividade por Becquerel (1896) e do rádio pelo casal Curie (1898). Em pouco tempo, os raios -X e o rádio tornaram-se importantes instrumentos na Medicina, sendo amplamente utilizados. (DIAS, 1986)

Nos anos seguintes, foram constatados efeitos biológicos danosos da radiação. Observou-se que as exposições prolongadas à radiação deveriam ser evitadas e que medidas de proteção deveriam ser tomadas. Diversas organizações, direcionadas à Proteção Radiológica, foram então fundadas (DIAS, 1986).

Os detectores de radiação mais antigos começaram a ser utilizados a mais de 80 anos e são baseados no efeito produzido quando uma partícula carregada passa através de um gás. Desde então, os detectores a gás evoluíram em diferentes modos de operação, iniciando nas câmaras de ionização, modo proporcional e Geiger-Müller.

A necessidade da detecção da radiação aparece, em quase todos os setores da ciência onde se utiliza as radiações ionizantes, tais como na medicina, indústria, agricultura, etc.

Atualmente a medicina tem um grande interesse no desenvolvimento de novas pesquisas em terapias concernentes a aplicações das radiações, tendo em vista o tratamento de tumores (ARAÚJO, 1984).

Desta forma fica evidente a necessidade de desenvolver instrumentos adequados para a medição dos diversos tipos de radiação.

O objetivo deste estudo é o desenvolvimento de um sistema de posicionamento microcontrolado para a calibração de uma câmara de ionização, assim como a construção da câmara.

Capítulo 1. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.1 Exposição, Dose Absorvida

A carga do elétron produzida no ar pela radiação ionizante é denominada por: Exposição e é simbolizada pela letra “X”. Esta grandeza é definida como: a carga total dQ , de íons de um mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pela ionização são completamente freados no ar.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Esta grandeza é uma média das cargas produzidas em uma massa de ar finita, portanto será dada como carga por unidade de massa de ar. A unidade da grandeza exposição no SI (Sistema Internacional) é o coulomb por quilograma ($C \cdot kg^{-1}$).

A grandeza dose absorvida é definida como a energia média cedida “ dE ” a matéria, dividida pela massa dessa matéria “ dm ” (RODRIGUES 2005).

$$D = \frac{dE}{dm} \quad Gy$$

1.2 Teoria da cavidade e o Princípio de Bragg Gray

Para determinar a dose absorvida em um meio exposto à radiação ionizante, é necessário introduzir um dispositivo sensível à radiação neste meio. Geralmente este dispositivo tem número atômico e densidade diferentes do meio e, portanto, constituem uma descontinuidade, que é considerada como uma “cavidade”. Essa cavidade pode ser um sólido, líquido ou gás, podendo ter densidade maior ou menor do que o meio envolvente.

Para um emissor beta uniformemente distribuído, a dose absorvida é a energia cedida pelo radionuclídeo à massa m do meio considerado, que é (KNOLL, 1985):

$$D = \frac{E}{m} = \frac{J \cdot \overline{W}}{m} \quad (1)$$

Onde J é o número de pares de íons criados no meio de massa m , e W é a energia necessária para criar um par de íons no meio considerado.

Considere uma cavidade constituída de um material M introduzida nesse meio.

A modificação na distribuição de dose absorvida devido à presença da cavidade no meio é ilustrada na Figura 1, onde os subscritos M e c se referem ao meio e à cavidade, respectivamente.

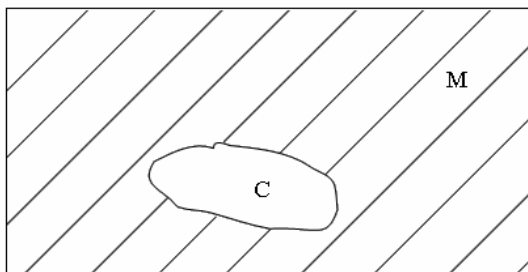


Figura 1.1: Distribuição de dose em um meio contendo uma cavidade.

Consideramos, neste caso:

$$D_c = \frac{J_c \cdot \overline{W}_c}{m_c}$$

$$D_M = \frac{J_M \cdot \overline{W}_M}{m_M}$$

Na região suficientemente afastada dos limites da cavidade, a dose absorvida tem um valor constante em cada material. Esse valor constante é a dose absorvida em um meio infinito composto daquele material, e é dado pela equação 1.

Próxima aos limites da cavidade, a distribuição de dose absorvida vai depender das propriedades de espalhamento dos dois materiais. No limite há uma descontinuidade na dose absorvida, pois o poder de frenagem para partículas ionizantes que atravessam os dois materiais é diferente.

A Figura 1.2 ilustra a distribuição de dose para cavidade de várias dimensões.

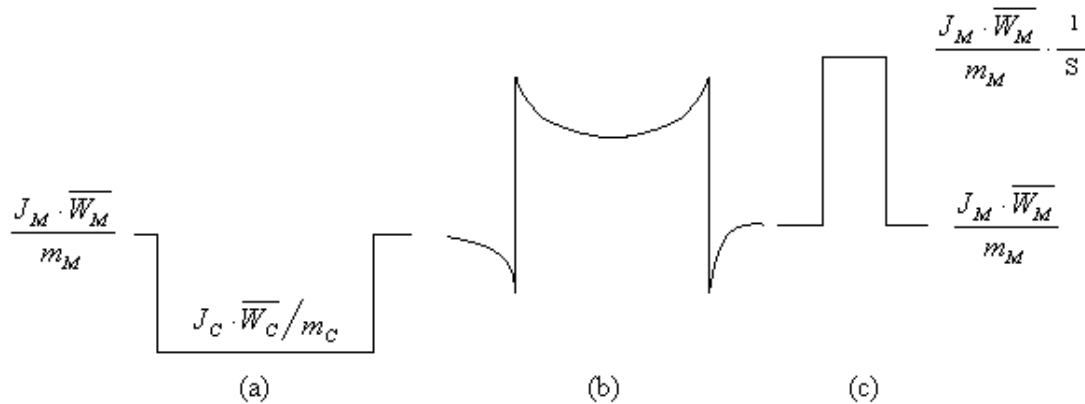


Figura 1.2 : Distribuição de dose em um meio contendo cavidades de tamanhos diferentes.

Na Figura 1.2a, as dimensões da cavidade são maiores do que o alcance das partículas beta e assim a contribuição na região da interface em relação à energia depositada na cavidade é desprezível. A dose absorvida D_C na cavidade vai depender do espectro de radiação beta no material da cavidade.

A Figura 1.2c representa uma cavidade com dimensões bem menores do que o alcance das partículas beta. Neste caso, o fluxo de partículas beta na cavidade é o que existiria no meio, na ausência da cavidade. A dose absorvida na cavidade é característica de uma fonte beta no

meio envolvente e é dada por D_M vezes a relação entre o poder de frenagem $1/S$ para os dois materiais.

Na Figura 1.2b, a cavidade tem dimensões compatíveis ao alcance das partículas beta, sendo de tamanho suficiente para perturbar o fluxo de elétrons que a atravessa, vindos do meio. O grau de perturbação vai depender da relação entre o diâmetro da cavidade e o alcance das partículas beta e da relação entre D_C e D_M .

Assim, a teoria completa da cavidade relaciona a energia absorvida no meio com a energia absorvida na cavidade, seja qual for sua dimensão.

Os princípios rigorosos da teoria da cavidade se devem inicialmente a Gray (1929,1936), embora algumas considerações já tivessem sido apresentadas por Bragg (1910,1912) e por Fricke e Glasser (1925). O princípio de Bragg – Gray, como é conhecido, permite determinar a dose absorvida no meio sólido a partir de uma medida em um gás e se enuncia da seguinte forma (Burlin,1968 ; Oliveira 1984; Dias, 1996; Rodrigues 2005):

Existe uma relação de proporcionalidade entre a dose absorvida em um meio e a ionização medida em uma pequena cavidade cheia de gás colocada no interior do meio considerado, desde que sejam preenchidas as seguintes condições:

- a) A cavidade tenha dimensões pequenas em relação ao percurso das partículas secundárias colocadas em movimento pelo fluxo de radiação primária na parede da cavidade.
- b) A energia perdida pela radiação primária ao atravessar a cavidade seja pequena.

Com essas condições, GRAY mostrou que a relação entre a energia perdida por um elétron ao atravessar uma espessura X (g. cm^{-2}) do meio e a energia perdida ao atravessar uma espessura X (g. cm^{-2}) do gás é igual a razão entre o poder de frenagem de massa do meio e do gás.

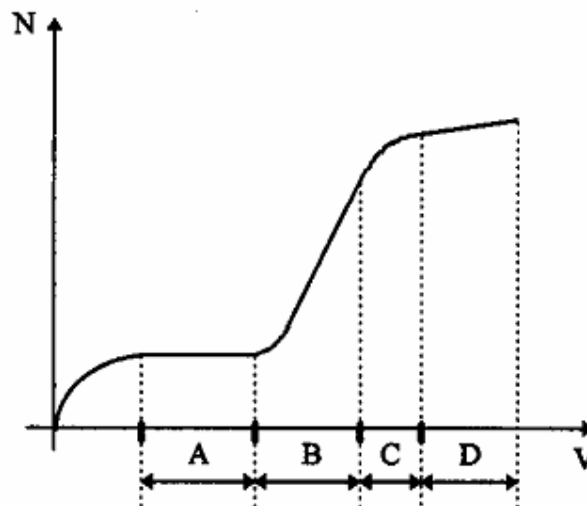


Figura 1.4 : Variação do número de cargas coletadas, N , de um detector a gás genérico, em função da tensão, entre ânodo e cátodo. A – Região de Saturação, B – Região Proporcional, C – Limite da Região Proporcional e D – Região de Geiger-Müller.

Com o aumento da tensão, a recombinação vai sendo suprimida até alcançar um patamar, onde o número de pares elétron-íon coletado é constante. Nesta região, o número de cargas coletadas é igual ao número de cargas produzidas pela ionização do gás, e que denominamos Região de Saturação (KNOLL, 1989).

Continuando a aumentar a tensão, chegaremos à Região Proporcional, onde ocorre o fenômeno de avalanche no gás. A avalanche acontece quando os elétrons da ionização primária são suficientemente acelerados pelo campo elétrico para produzirem, por colisão, outras ionizações (efeito avalanche). Os íons positivos e negativos, devido à sua baixa mobilidade, são pouco acelerados e não contribuem para o efeito de avalanche. O resultado final deste processo é a multiplicação das cargas geradas na interação do fóton, aumentando a amplitude do sinal no detector.

Existe uma faixa dentro da região proporcional em que a multiplicação de cargas é linear, ou seja, a carga total coletada é proporcional ao número inicial de íons criados pela radiação incidente.

Aumentando a tensão de polarização, a avalanche começa a perder a sua linearidade. O efeito não linear que aparece está relacionado com os íons positivos e elétrons. Sabendo-se que a velocidade de deslocamento de íons positivos é menor que a dos elétrons, temos uma maior densidade de íons positivos, formando uma carga espacial. Esta carga espacial altera a forma do campo elétrico no interior do detector, afetando a avalanche do gás no próximo evento.

Esta faixa de tensão de polarização é denominada de Limite da Região Proporcional, onde a amplitude do sinal continua crescendo com um número inicial de íons criados mas com um comportamento não linear.

Para tensões maiores que o limite da região proporcional, o grande número de íons positivos e negativos criados reduz o campo elétrico. Então, o processo de avalanche se auto-limita. Nesta região, chamada Região de Geiger - Müller, a carga total coletada é a mesma, independente do número de íons e elétrons produzidos inicialmente.

A câmara de ionização atua na região de saturação, onde aumentando a tensão aplicada entre os eletrodos o valor da corrente de ionização permanece constante (fator de multiplicação, $M=1$).

Na figura 1.5 é mostrado o esquema de uma câmara de ionização. Na estrutura mecânica do detector a escolha dos isoladores de alta resistividade, que suportam os eletrodos, pode minimizar a perda de cargas. Outra parte importante da câmara, é o anel de guarda, que define a região sensível da câmara de ionização e assegura uma uniformidade do campo elétrico entre os eletrodos. O anel de guarda também minimiza a perda de cargas através dos isoladores (SEVEGNANI, 1996; TAMURA, 1996).

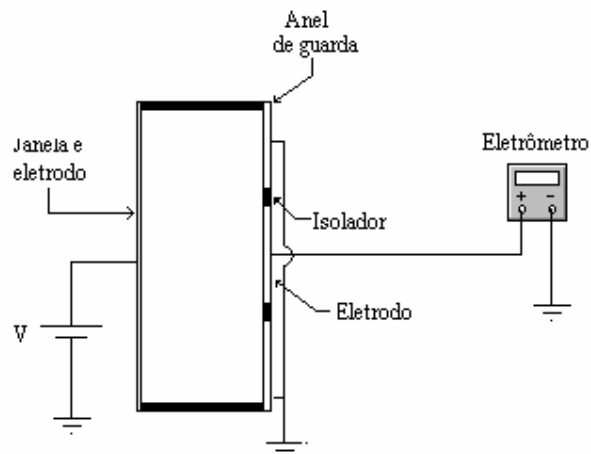


Figura 1.5 : Câmara de placas paralelas com anel de guarda.

Na figura 1.6 é representada uma câmara de placas paralelas com anel de guarda. A função do anel é de definir o volume sensível da câmara de ionização, e de garantir que o campo elétrico nesta região será uniforme, com um mínimo de distorções. Estas distorções são devidas a efeitos de borda do campo elétrico (TAMURA, 1996).

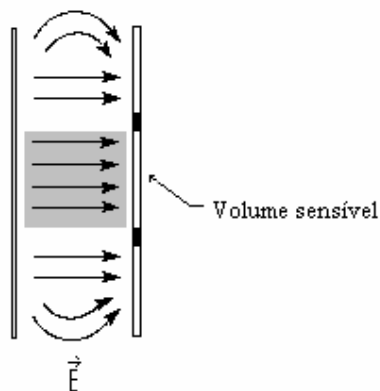


Figura 1.6: Diagrama esquemático de uma câmara de ionização de placas paralelas com anel de guarda.

Quando os isoladores da câmara são colocados entre o eletrodo coletor e o eletrodo de alta tensão, o anel de guarda diminuirá a corrente de fuga através dos isoladores. Pra explicar esta diminuição da corrente de fuga, tomemos como exemplo uma câmara sem e outra com anel de guarda, conforme mostra a figura 1.7.

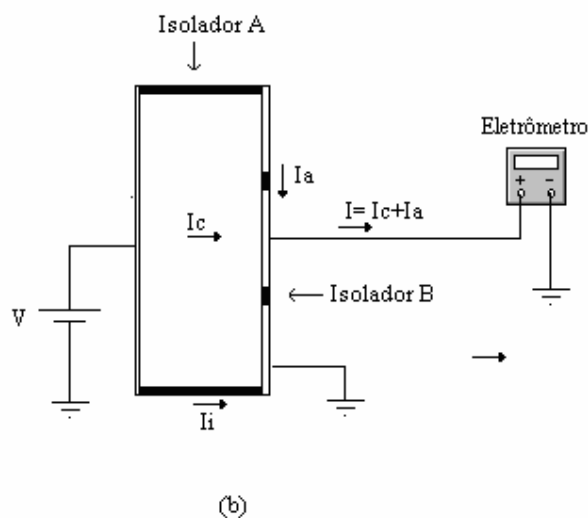
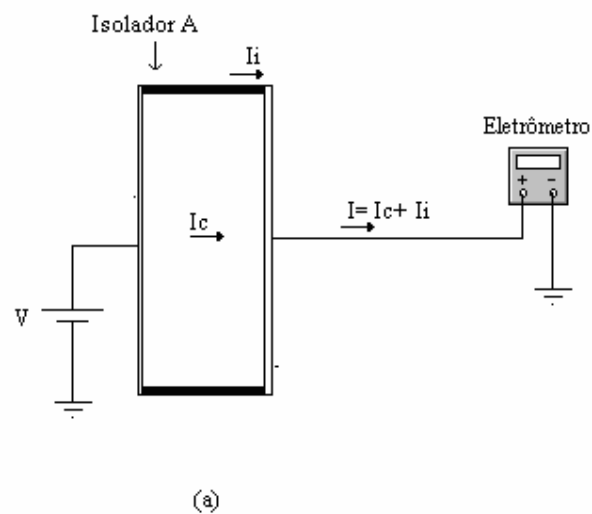


Figura 1.7: Diagrama esquemático de montagem de uma câmara de ionização sem anel de guarda (a) e outra com (b).

Na figura 1.7 (a), a corrente (I) medida pelo amperímetro A é dada por $I = I_c + I_i$, onde I_c é a corrente devido à ionização do gás e I_i é a corrente de fuga através dos isoladores. Observe que a diferença de potencial aplicada sobre o isolador “A” é igual a V .

No caso da configuração da figura 1.7 (b), a corrente de fuga medida será $I = I_c + I_a$, onde I_a é a corrente de fuga através do isolador “B” (entre o anel de guarda e o eletrodo coletor). Esta corrente de fuga será desprezível, pois a diferença de potencial aplicada sobre o isolador “B” é aproximadamente nula. Ainda nesta configuração, observamos que a corrente de fuga, I_i , através do isolador “A” (entre o anel de guarda e o eletrodo de alta tensão) não interfere na corrente medida pelo eletrometro.

1.4 Câmara de Extrapolação

Em 1937, Failla apresentou uma câmara de ionização de volume variável, denominada câmara de extrapolação. Este instrumento, fundamentado pela teoria de Bragg-Gray, permite determinar, com alta precisão, a taxa de dose superficial de emissoras beta e de outras fontes de radiação de pequeno poder de penetração. Desde sua primeira apresentação, as câmaras de extrapolação foram sofrendo modificações sendo estudadas em diferentes campos de aplicação (SILVA, 1985 ; RODRIGUES, 2005).

Atualmente as câmaras de extrapolação têm sido de fundamental importância na caracterização de campos padrões, principalmente de radiação beta, para a calibração de monitores portáteis e dosímetros (RODRIGUES, 2005).

A determinação da taxa de dose superficial na janela da câmara é possível medindo-se a corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos e extrapolando-se a curva resultante para o espaçamento nulo.

Basicamente, uma câmara de extrapolação possui dois eletrodos planos paralelos (Figura 1.8) : o eletrodo de alta tensão (ou janela de entrada) e o eletrodo coletor. Para evitar a ocorrência de corrente de fuga e definir o volume dentro da câmara, o eletrodo coletor é circundado por um anel de guarda. Entre o eletrodo e o anel de guarda utiliza-se um material isolante. Através de uma rosca externa ao anel de guarda, a distância entre os eletrodos pode ser variada como uma função da espessura da camada de ar dentro da câmara (Knoll, 1985).

Figura 1.8: Esquema de uma câmara de extrapolação.

Devido à natureza e à energia das partículas consideradas, à grandeza procurada e a técnica de medida usada, um detector deve satisfazer uma série de imposições para proporcionar medições corretas, Failla, em 1937, desenvolveu a primeira câmara de extrapolação com o objetivo de medir a dose superficial de um material irradiado. No caso da dosimetria beta, ela oferece a vantagem de satisfazer as condições da teoria de Bragg- Gray.

Medindo-se a ionização por unidade de volume em função da distância entre os eletrodos e extrapolando-se a curva resultante para zero, pode-se obter uma boa medida da dose sob determinada espessura da janela.

Com adaptações, este tipo de câmara tem sido usada para solucionar vários problemas de dosimetria beta que são inabordáveis por outros métodos (BURLIN,1968 ; OLIVEIRA 1984; SILVA, 1985; DIAS, 1996; RODRIGUES 2005).

1.5 Características de uma câmara de extrapolação

1.5.1 Dimensões e forma da cavidade

Quando o objetivo é a determinação de dose absorvida em um dado ponto do meio, a câmara de extrapolação deve satisfazer certas condições básicas da teoria da cavidade. Com isso, impõe-se um limite superior às dimensões da câmara e, particularmente, às dimensões do volume ativo. Por outro lado, o limite inferior dessas dimensões é imposto por considerações práticas do projeto mecânico e também para a obtenção de um valor adequado da corrente de ionização, que é proporcional ao volume da cavidade.

Uma das principais dificuldades desse tipo de detentor é conhecer, com bastante precisão, o volume de ar da cavidade, que deverá tender para zero. Isto implica num paralelismo rigoroso entre os eletrodos planos, e a determinação igualmente precisa de y (distância intereletródica) e de d (diâmetro do volume coletor), pois o volume é calculado geometricamente como :

$$V = \pi \frac{d^2}{4} y$$

Essa determinação é difícil na prática, pois a janela de entrada pode se deformar, por exemplo, devido às forças eletrostáticas de atração entre os eletrodos, que variam com a distância.

Este problema pode ser resolvido por métodos de medida direta de V (volume), por exemplo, através da medida da capacitância intereletródica, mas o processo é complexo. Outra

solução, melhor ainda, seria calibrar a câmara por meio de uma fonte pontual de taxa de dose bem conhecida, determinando V empiricamente através da comparação do valor medido de dose com o valor conhecido.

O efeito de deflexão da janela pelas forças eletrostáticas intereletródicas pode ser determinado empiricamente variando-se a alta tensão. Acima do valor de coleção completa de íons, o valor da corrente de ionização deve permanecer constante com a alta tensão, entre 50 V a 450 V. Qualquer variação deve ser devida à variação de V (volume), resultante da deflexão da janela e que pode, assim, ser determinada e corrigida empiricamente (SILVA, 1985).

1.5.2 Os eletrodos e o anel de guarda

O eletrodo de alta tensão (AT) ou janela de entrada deverá ter uma espessura a mais fina possível, para que o espectro de elétrons não seja perturbado ao atravessá-lo, Ele deverá ainda ser construído por um material que mais se aproxime do meio de referência. Em termos práticos, devemos ter que a espessura x da janela seja tal que $\mu x \ll 1$, onde μ é o coeficiente de atenuação.

Como nesse eletrodo será aplicada a tensão de alimentação, ele deverá ter uma boa consistência mecânica para resistir a atração eletrostática. Além disso, sua superfície deverá ser suficientemente polida para evitar regiões não-homogêneas e principalmente evitar distorções das linhas de campo quando a distância intereletródica é pequena (HILLION 1976). Para se obter isto, a janela é bem esticada por meio de um bastidor, de forma semelhante à membrana de um tambor. Com isso ela é mantida bem distendida e sua deflexão e rugosidade são desprezíveis.

O conjunto eletrodo coletor e anel de guarda deverá:

- por considerações estritamente dosimétricas, ser constituído, na medida do possível, pelo material de referência, e se portar como um meio de espessura semi-infinita para as partículas beta, ou seja, ter espessura x tal que $\mu x = 5$.

- para recolher os íons e detetar variações da corrente de ionização, ser constituído de material condutor.

O anel de guarda tem duas funções:

- Primeiro impedir correntes de fuga do eletrodo de AT para o eletrodo coletor. Para impedir essa corrente de fuga, o anel de guarda deve envolver o eletrodo coletor e ser mantido no mesmo potencial elétrico, evitando assim que ele próprio se torne uma fonte de corrente de fuga.

- Como segundo propósito, o anel de guarda serve para definir o volume ativo de coleção, ou seja, o volume de onde são retiradas as cargas que vão para o eletrodo coletor.

1.5.3 Corrente de ionização de saturação

À medida que se aumenta a diferença de potencial aplicada aos eletrodos de uma câmara de ionização exposta à radiação, a corrente coletada aumenta, no início quase linearmente com a tensão, e depois mais lentamente, até que ela se aproxima assintoticamente do valor de saturação. Essa é a corrente que seria medida se todos os íons formados na cavidade, pela radiação, fossem capazes de alcançar os eletrodos. A curva de ionização em função da tensão aplicada é chamada curva de saturação, e é mostrada na figura 1.9.

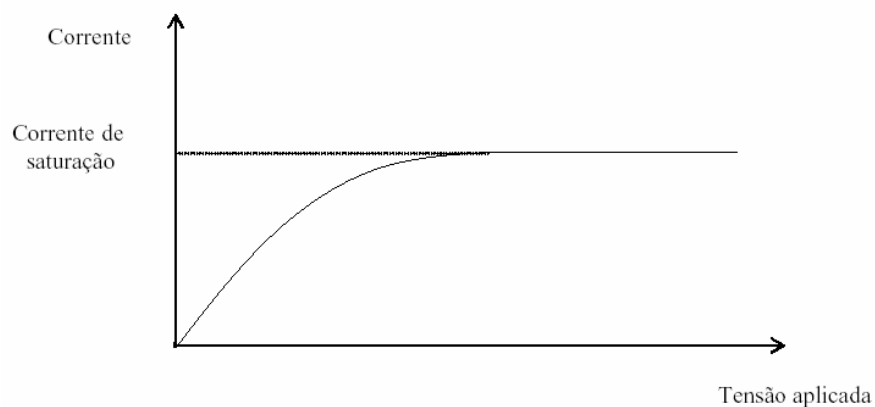


Figura 1.9: Curva de saturação

Quando o valor da tensão aplicada é baixo, alguns íons produzidos no gás se recombinam. Esta recombinação pode ser reduzida, aumentando-se a intensidade do campo elétrico e/ou reduzindo-se a distancia entre os eletrodos.

Na prática, campos elétricos de $100 \text{ V}\cdot\text{mm}^{-1}$ ou mais são suficientes para assegurar a coleção completa da corrente de ionização. Acima de cerca de $400\text{V}\cdot\text{mm}^{-1}$, começam a ocorrer efeitos de avalanche (Townsend) que afetam a corrente de ionização devido à multiplicação de elétrons.

Problemas relacionados á falta de saturação estão ligados à presença simultânea de 3 processos: recombinação inicial, recombinação geral, perdas por difusão.

A recombinação inicial ocorre quando íons positivos e negativos, formados na trajetória de uma partícula ionizante simples, se encontram e recombinam. Este fenômeno é independente da taxa de dose e é determinado somente pela densidade de íons ao longo da trajetória.

A recombinação geral é a recombinação entre íons positivos e negativos, que se originam de trajetórias diferentes e que ocorre após a estrutura das mesmas terem se desfeito sob a influência do campo aplicado e da difusão

1.5.4 Perdas por difusão

Estas perdas se devem à agitação térmica dentro do volume de ar. Para uma dada polaridade, um certo número de íons se difunde em direção ao eletrodo de coleção, tomando um caminho oposto ao determinado pelo campo elétrico.

Um estudo sobre estes processos indicou a importância do fenômeno de difusão em alguns casos (BOHM, 1975).

1.5.5 Efeitos de polaridade.

Observa-se muitas vezes, que a corrente coletada em uma câmara de ionização exposta à radiação de intensidade constante, varia, quando a polaridade da tensão aplicada é invertida. Uma das causas mais prováveis desse efeito é a presença de forças eletromotrizes de contato, térmicas ou eletrolíticas no circuito da corrente de ionização (ATRIX; ROESCH, 1968). Entretanto, se a câmara tiver um anel de guarda aterrado (como no nosso caso), mesmo uma pequena diferença de potencial entre o eletrodo coletor e o anel de guarda pode distorcer apreciavelmente o campo elétrico. Uma distorção de campo desse tipo pode causar assimetria da polaridade, que decresce com o aumento do valor da tensão aplicada.

Uma forma de contornar esse problema é a de se tomar o valor médio entre as duas correntes de ionização correspondentes respectivamente à polaridade positiva e negativa (SILVA, 1985).

A câmara de extrapolação responde à teoria da cavidade, sendo o detetor melhor adaptado para determinar doses liberadas por fontes beta, gama e α de baixa energia.

1.6 Automação e Controle do posicionamento da Câmara de Ionização.

O controle automático tem desempenhado um papel vital no avanço da engenharia e da ciência. Os avanços na teoria e na prática do controle automático propiciam meios para se atingir um desempenho ótimo de sistemas dinâmicos.

Um sistema de controle genérico apresenta entradas que representam os comandos de dados do sistema, perturbações que são variáveis que causam variações não esperadas e saídas que são as variáveis que devem ser controladas pelo sistema.

Uma das classificações dada aos sistemas de controle, está baseada ao fato do sistema possuir ou não realimentação. Chama-se sistema de controle sem realimentação, aos sistemas

que baseados nos valores de entradas, tomam certa decisão para comandar as variáveis de saída. Os sistemas de controle com realimentação, monitoram constantemente as variáveis de saída e seus valores são levados em consideração no comando destas próprias variáveis (Ogata, 1997; Bento, 1989).

1.6.1 Sistema de controle a malha fechada versus sistemas de controle à malha aberta.

Uma vantagem dos sistemas de controle a malha fechada é o fato de que o uso da realimentação torna a resposta do sistema relativamente insensível a perturbações externas e a variações internas de parâmetros do sistema. Do ponto de vista da estabilidade, é mais fácil construir sistemas a malha aberta porque a estabilidade desses sistemas é menos problemática. Por outro lado, a estabilidade em sistemas de controle a malha fechada é sempre um grande problema pela tendência em corrigir erros além do necessário, o que pode ocasionar oscilações de amplitude constante ou crescente com o tempo.

Deve enfatizar-se que, para sistemas onde as entradas são conhecidas antecipadamente no tempo e não há distúrbios é aconselhável o uso de controle a malha aberta. Os sistemas de controle a malha fechada se mostram vantajosos quando estão presentes perturbações e/ou alterações imprevisíveis nos parâmetros de componentes do sistema. Convém notar que a potência de saída determina parcialmente o custo, o peso e as dimensões do sistema de controle. O número de componentes utilizados num sistema de controle a malha fechada é maior em custo e em potência. No sentido de reduzir a potência necessária a operação do sistema, o controle a malha aberta deve ser escolhido sempre que possível. Uma combinação apropriada de controle a malha aberta a malha fechada é, normalmente, menos dispendiosa e fornece um desempenho global do sistema bastante satisfatório. (Ogata, 1997).

1.6.2 Sistema de Controle Digital via Microcontrolador

O desenvolvimento da eletrônica e dos circuitos integrados fez com que processos, antes controlados por componentes analógicos, passassem a ser controlados por sistemas digitais programáveis. Assim, todos os elementos de um controlador passaram a fazer parte de um chip, ou seja, um computador completo cujo coração é um único chip, chamado de microcontrolador (Duque, 1998).

Um microcontrolador é um dispositivo eletrônico, desenvolvido para executar tarefas específicas, com linguagem de comando específica. Ele se utiliza de uma memória de programa (ROM) para ler as instruções que deve executar e se utiliza de uma memória de dados (RAM) para armazenar temporariamente informações de uso próprio das instruções, enquanto essas instruções devem ser armazenadas. (Nicolosi, 2005).

O seu propósito é executar uma tarefa específica gravada em sua memória de código, e em geral se comunica com o mundo real através das portas de entrada e saída de dados.

O controle efetivo portanto, é realizado através de um programa (software) que deve ser armazenado na memória do chip. Soma-se ao baixo custo outras vantagens dos sistemas microcontrolados, como flexibilidade, confiabilidade, repetitividade, e alta precisão na resposta. Assim para automatizar o posicionamento da câmara de ionização uma das possibilidades é através de um sistema de controle microcontrolado acionando um motor de passo.

O motor de passo possibilita um controle de velocidade, direção e distância, podendo, dispensar o controle em malha fechada, bastando para tal haver uma segurança que o torque produzido pelo motor seja suficiente para movimentar a carga acoplada.

1.7 Motores de passo

O motor de passo é um transdutor que converte pulsos elétricos em movimento mecânico. A rotação do eixo do motor é caracterizada por um específico ângulo incremental de passo para cada pulso de excitação. Esse ângulo incremental é repetido precisamente em cada pulso, gerado por um apropriado circuito excitador. O erro que possa existir num determinado ângulo incremental, é geralmente menor que 5%, sendo este erro não acumulativo.

O resultado desse preciso e fixo movimento, sendo que a cada pulso temos o movimento de um único ângulo incremental de passo, possibilita um eficiente controle de posição.

1.7.1 Tipos de Motores de Passo

Os motores de passo são encontrados em 2 tipos: Magnético Permanente e Relutância Variável. Motores magnético-permanente possuem a tendência de travar quando se gira o seu eixo com o motor desligado e os motores de relutância variáveis giram livremente (às vezes eles podem travar levemente por causa do resíduo magnético no rotor). Pode-se geralmente identificá-los também com um ohmímetro. Motores de relutância variáveis geralmente possuem 3 enrolamentos, com um retorno comum, enquanto motores magnético permanentes possuem 2 enrolamentos independentes, com ou sem fio centrais. Enrolamentos com fios centrais são usados por motores de passo do tipo unipolar.

Motores de passo vêm em várias escalas de ângulos diferentes. Os motores menos precisos giram tipicamente 90° por passo, enquanto os motores de maior precisão são capazes de girar entre 1.8 e 0.72° por passo. Com um controle apropriado, a maioria dos motores de passo de magnético permanente podem girar em meio-passo (half-steps), e alguns controles podem trabalhar com pequenas frações de passos e micropassos.

Para ambos motores do tipo magnético permanente e relutância variável, se somente um enrolamento for energizado, o eixo irá parar num determinado ângulo e assim ficará travado até que o torque exceda o torque do motor, nesse ponto, o eixo irá girar, tentando manter sucessivamente a posição de equilíbrio.

1.7.2 Motores de Relutância Variável

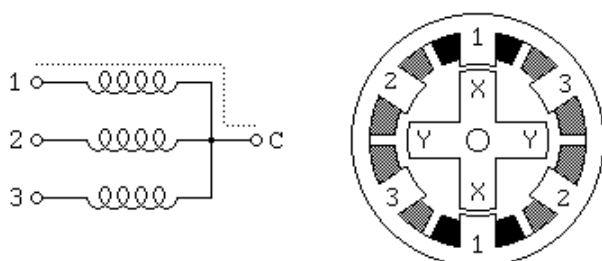


Figura 1.10: Motor de Relutância Variável

Se o motor possuir 3 enrolamentos, tipicamente conectados como mostra a figura acima (figura 1.10), com um terminal comum para todos os enrolamentos, este é o tipo mais comum de motores de passo de relutância variáveis. Em uso, o fio comum tipicamente vai para o pólo positivo da bateria e os enrolamentos são energizados em seqüência.

Há ainda motores de passo de relutância variáveis com 4 e 5 enrolamentos, possuindo 5 ou 6 fios. O princípio de controle desses motores é o mesmo que o de 3 enrolamentos, mas fica importante trabalhar com a ordem correta de energizamento dos enrolamentos para fazer o motor girar satisfatoriamente.

1.7.3 Motores de Passo Unipolares

Motores de passo, tanto magnético permanente são geralmente esquematizados como mostra a figura 1.11, com um fio central em cada um dos enrolamentos. Na prática, usualmente o fio central é ligado ao pólo positivo da bateria, e os dois finais de cada enrolamento são levados ao pólo negativo alternadamente para reverter a direção do campo magnético proveniente dos enrolamentos.

A seção do motor mostrada na figura 1.11 é de 30° por passo. O enrolamento número 1 do motor é distribuído entre a parte de cima e a de baixo do pólo do estator, enquanto o enrolamento 2 é distribuído entre a esquerda e a direita dos pólos do motor. O eixo é um magnético permanente com 6 pólos, 3 sul e 3 norte, colocados em volta da circunferência.

Para uma faixa angular alta, o eixo provavelmente tem que ter mais pólos. O motor de passo de 30° por passo na figura é um dos tipos mais comuns de motores de magnético permanente, entretanto motores com 15° e 7.5° por passo são facilmente encontrados. Motores de passo de magnético permanente com alta precisão como 1.8° por passo também são fabricados.

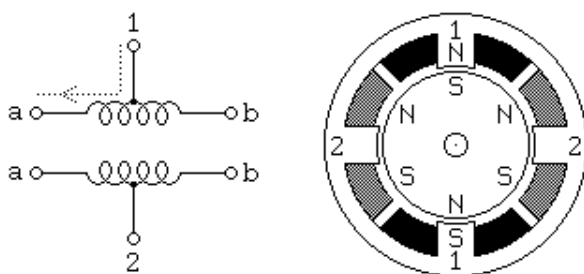


Figura 1.11: Motor de Passo Unipolar

Como mostrado na figura 1.11, a corrente circulando do fio central do enrolamento 1 até o terminal faz com que a parte superior do pólo do estator seja um pólo Norte enquanto a parte inferior seja pólo Sul. Isso atrai o eixo na posição mostrada na figura. Se a energia do enrolamento 1 for desligada e o enrolamento 2 for energizado, o eixo irá girar 30° , ou um passo. Os dois lados do mesmo enrolamento nunca são energizados ao mesmo tempo.

1.7.4 Motores de Passo Bipolares

Motores de passo bipolares de magnético permanente são construídos com exatamente os mesmos mecanismos usados nos motores unipolares, mas os dois enrolamentos são mais simples, sem fio central. Isto significa que, o motor é mais simples mas o circuito eletrônico precisa controlar a reversão da corrente para cada enrolamento, isso torna-o muito mais complexo. O esquema da figura 1.12 mostra como o motor é configurado.

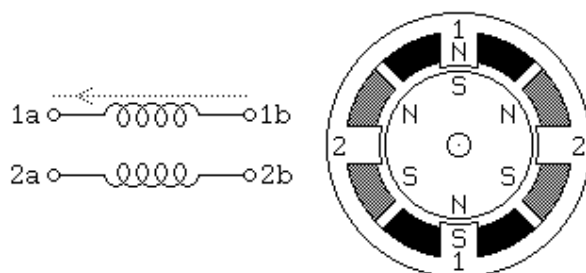


Figura 1.12: Motor de Passo Bipolar

O circuito eletrônico para esses tipos de motores são do tipo H-Bridge (pontes com 4 transistores). O motor precisa de uma h-bridge para cada enrolamento. Basicamente, uma h-

bridge permite que a polaridade da energia aplicada em cada ponta de cada enrolamento seja controlado independentemente.

Para distinguir um motor bipolar de um unipolar de 4 fios, pode-se medir a resistência entre os terminais. É importante observar que alguns motores permanente magnético possuem 4 enrolamentos independentes, organizados em uma dupla com 2 cada. Em cada uma, se os enrolamentos são conectados em série, o resultado pode ser um motor de passo bipolar de alta voltagem. Se eles estiverem conectados em paralela, o resultado pode ser usado como um motor de passo bipolar de baixa voltagem. Se eles forem conectados em série com um fio central, o resultado pode ser usado como um motor de passo unipolar de baixa voltagem.

1.8 Circuito de controle

O uso de motores passo a passo torna-se um tanto complicado pela necessidade de um circuito de controle e acionamento, que produza o campo rotativo. A Figura 1.13 apresenta o diagrama de blocos simplificado do circuito de acionamento.

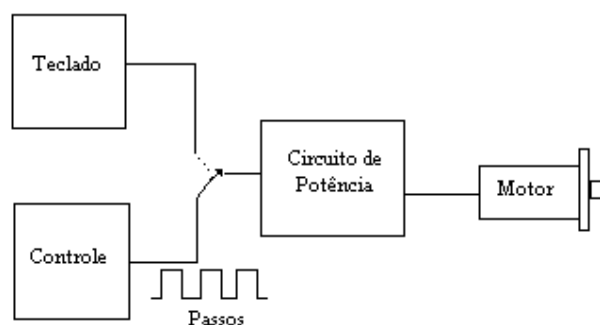


Figura 1.13: Diagrama do circuito de acionamento

A configuração do circuito de potencia vai depender do tipo de motor, unipolar ou bipolar e o n^o de fases a serem controladas. A Figura 1.14 apresenta opções de circuito excitador.

Os motores unipolares necessitam de apenas um transistor por fase. Os motores bipolares necessitam de ponte de transistor, pois existe a necessidade de inversão da fase, desde que se utilize fonte simétrica.

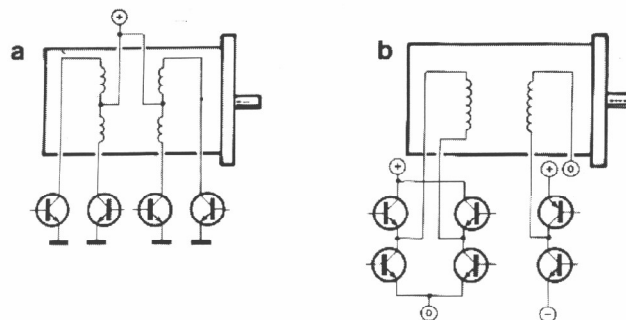


Figura 1.14: Circuito excitador do motor de passo unipolares (a) e bipolares (b)

1.8.1 Circuitos de Acionamento Seqüencial

Os motores de passo mais comuns são os motores com 4 fases que obedecem à seguinte seqüência de funcionamento:

	Fase 1	Fase 2	Fase 3	Fase 4	
Rotação horária ↓	1	0	1	0	Rotação Anti-horária ↑
	1	0	0	1	
	0	1	0	1	
	0	1	1	0	
	1 - Liga		0 - Desliga		

Tabela 1.1: Seqüência acionamento em passo completo

A tabela 1.1 mostra a seqüência de acionamento das fases do motor, para a rotação horária e para a rotação antihorária.

Da mesma forma, é possível projetar um circuito seqüencial com 8 estados para acionar o motor de passo, conforme tabela dada a seguir:

	Fase 1	Fase 2	Fase 2	Fase 3	
Rotação horária ↓	1	0	1	0	Rotação Anti-horária ↑
	1	0	0	0	
	1	0	0	1	
	0	0	0	1	
	0	1	0	1	
	0	1	0	0	
	0	1	1	0	
	0	0	1	0	
1 - Liga			0 - Desliga		

Tabela 1.2: Seqüência acionamento em meio passo

Através da tabela 1.2, observamos a seqüência para acionamento de motores de passo com 4 fases, de maneira que o ângulo incremental seja de meio passo para cada variação de estado. Percebe-se que este novo acionamento possui 8 estados.

A tabela 1.3 mostra os valores de ângulos de passo dos motores comumente encontrados no mercado, com seus respectivos números de passos por volta.

Ângulo de Passo	Passos por volta
0,72	500
1,8	200
2,0	180
2,5	144
5,0	72
7,5	48
15,0	24

Tabela 1.3: Ângulo de passo

Capítulo 2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Sistema de automação da câmara

Todo o sistema necessário para o controle do posicionamento preciso da câmara de ionização, bem como o sistema que compõe a aquisição do sinal elétrico está mostrado na figura 2.1.

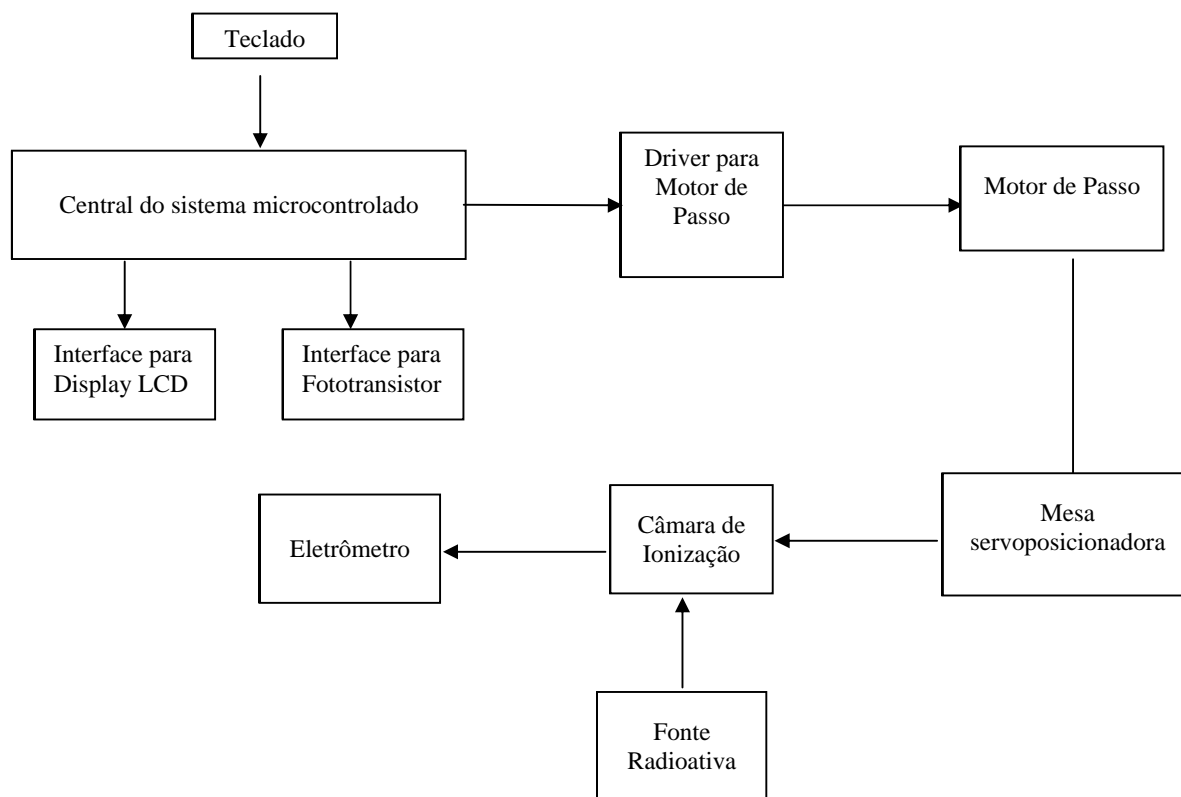


Figura 2.1: Diagrama em blocos do sistema para o posicionamento da câmara de ionização

A seguir será detalhada a eletrônica do sistema microcontrolado bem como o acionamento do motor de passo responsável pelo deslocamento da câmara.

2.2 Central do sistema microcontrolado

O processamento do acionamento do motor de passo e com isso a posição da câmara de ionização, é baseado na arquitetura do microcontrolador 8051, encontrada no dispositivo usado neste projeto, o AT89S8252, da Atmel.

Na figura 2.2 temos a ilustração simplificada do microcontrolador utilizado, onde está representada a CPU (unidade central de processamento) e seus elementos básicos associados.

O microcontrolador possui vias (barramentos) de controle, de endereços, de comunicação de dados, de controle auxiliar e de I/O (entrada / saída).

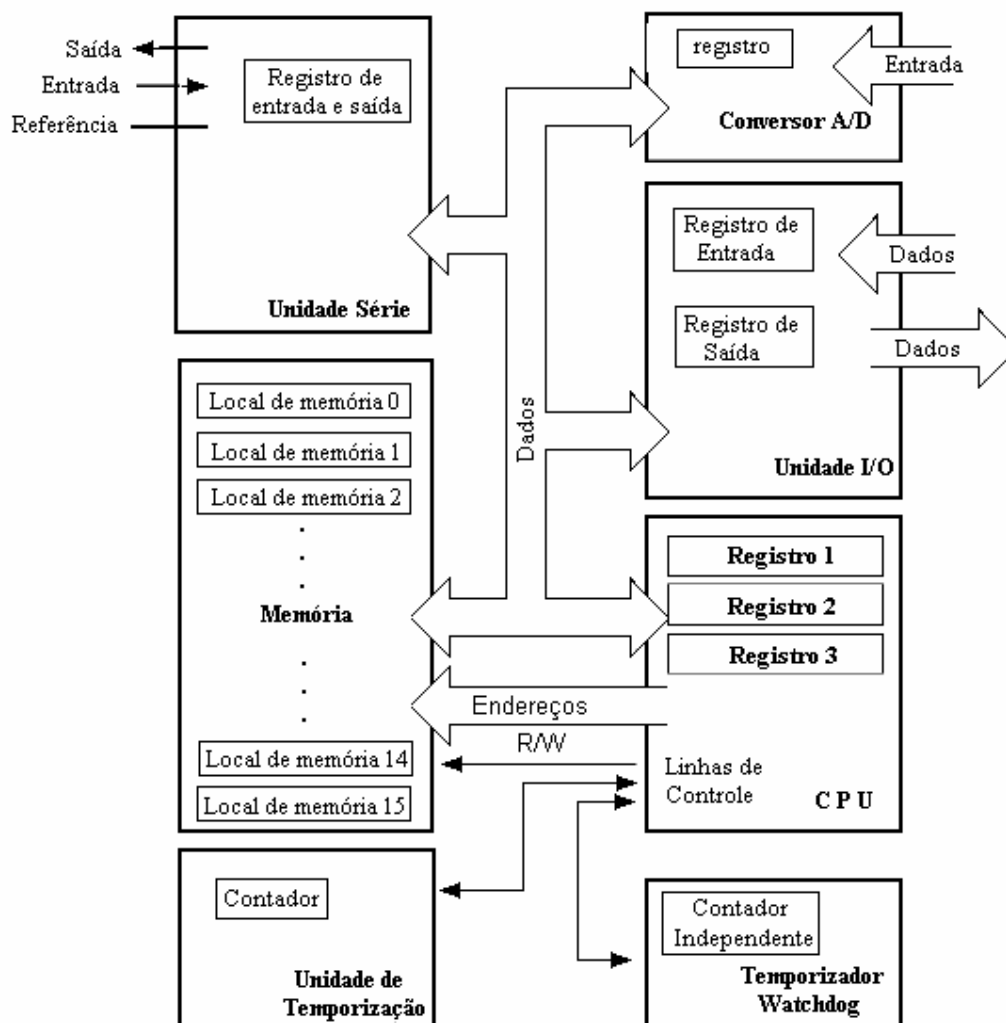


Figura 2.2: Arquitetura básica do microcontrolador

2.2.1 Unidade de Memória

Uma forma simples de se acessar a memória é com o emprego de barramentos. Assim usa-se um barramento de endereços, um barramento de dados e dois sinais, um para indicar leitura, denominado RD e outro para indicar escrita, denominado WR.

Quando é preciso escrever na memória, o processador emite, pelo barramento de endereços, o endereço aonde se deseja escrever, envia o dado pelo barramento de dados e, finalmente, gera um pulso de nível baixo pela linha WR: é o pulso de escrita. Assim, quando recebe o pulso de escrita, a memória, armazena o dado fornecido no endereço indicado (Figura 2.3).

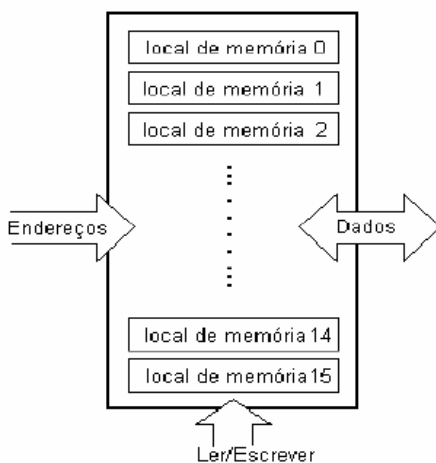


Figura 2.3: Representação de uma unidade de memória

2.2.2 Unidade Central de Processamento

A unidade central de processamento, cérebro do microcontrolador, ela é responsável pela obtenção das informações a serem analisadas por meios de dispositivos de entrada, (GIMMENEZ, 2002).

Tem-se portanto a CPU e a memória, duas partes independentes. Para adicionar conteúdos de dois locais de memória é preciso uma ligação entre a CPU e a memória. Faz-se necessário portanto um barramento (Figura 2.4).

Fisicamente o barramento corresponde a 8,16 ou mais fios. Há dois tipos de “bus”, o de dados e os de endereços. O “bus” de dados serve para transmitir dados da CPU para a memória. O “bus” de endereço serve para seleccionar com qual posição de memória ou periférico se deseja comunicar.

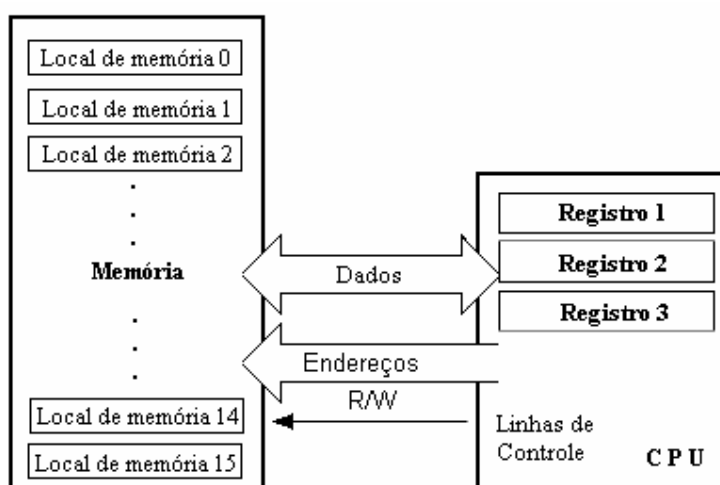


Figura 2.4: Representação de uma ligação da unidade de memória a CPU

A memória e o barramento ainda não tem a possibilidade de contato exterior. Para conseguir este contato é necessário adicionar um bloco com vários locais de memória, que esteja ligado de um lado ao “bus de dados” e de outro às linhas de saída do microcontrolador que correspondem aos pinos que existentes no microcontrolador (NICOLSI, 2005).

2.2.3 Unidade de Entrada e Saída

As localizações de comunicação de fora e dentro do sistema são as “portas”. As portas são locais de memória, tudo que é lido ou escrito na memória é possível identificar nos pinos do microcontrolador. Há portas de entrada e saída de dados I/O (Figura 2.5).

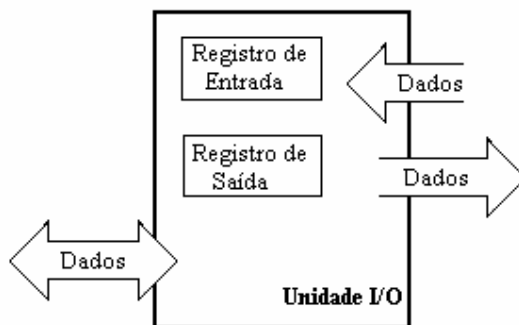


Figura 2.5: Representação de uma unidade de entrada e saída I/O

2.2.4 Unidade de temporização

A unidade de temporização (Figura 2.6) fornece informações sobre a hora, duração, protocolo etc. Ela é composta de um contador que é um registro em que o conteúdo aumenta uma unidade num intervalo de tempo fixo. Calculando a diferença entre os valores de duas unidades de tempo (T1 e T2) tem-se o valor do tempo decorrido.

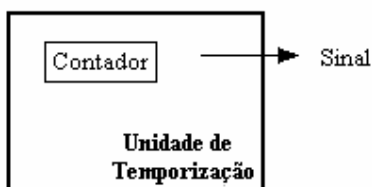


Figura 2.6: Representação de uma unidade de temporização

2.2.5 Unidade de Comunicação em série

A unidade de entrada e saída permite a comunicação da CPU com o exterior. Para que essa comunicação ocorra, é necessário um grande número de linhas para transferir os dados do exterior para a CPU e vice-versa. E para que a comunicação seja perfeita, é necessário criar regras de troca de dados que sejam adotadas pelas partes (a CPU e o mundo exterior) envolvidas. O conjunto de regras para troca de dados é chamado de protocolo. Este deve ser definido com antecedência para que a comunicação aconteça sem problemas.

Com linhas separadas para receber e enviar é possível o envio e o recebimento de dados simultaneamente. Depois de receber os dados e fazer a leitura eles são guardados na memória. Na transmissão de dados o processo é inverso, eles vêm da memória através do bus até o local de transmissão e daí vão para a unidade de recepção de acordo com o protocolo.

A unidade de comunicação em série pode ser representada como na figura 2.7.

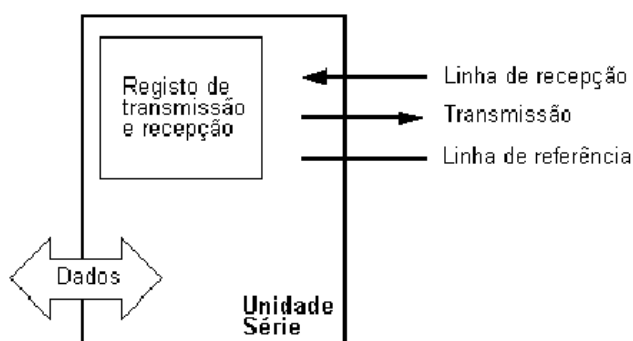


Figura 2.7: Representação de uma unidade série usada para enviar e receber dados.

2.2.6 Watchdog

A fluência de execução de microcontrolador durante a sua execução também é uma variável importante. O programa não deve ser interrompido nem apresentar defeitos apesar das

possíveis interferências que ocorrem no ambiente industrial e é para isso que existe watchdog (cão de guarda), representado na figura 2.8.

O watchdog é um contador que zera o programa após uma execução e quando o programa trava, o zero não é registrado e o contador se encarrega de fazer o “reset” automaticamente assim que atingir o valor máximo e o programa, então, é reiniciado corretamente.

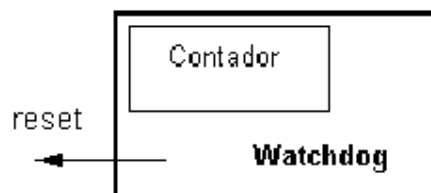


Figura 2.8: Representação do watchdog

2.2.7 Conversor Analógico – Digital

Os microcontroladores entendem os sinais binários (zero e um). Os elementos periféricos emitem sinais analógicos e para que possam ser entendidos pelo microcontrolador há uma unidade responsável pela conversão de sinais analógicos em digital, um conversor A/D. Uma informação analógica é convertida em número binário para que possa ser processada rapidamente pela CPU (PHILIPS, 1988).

A figura 2.9 mostra a representação conversor A/D interno do microcontrolador.

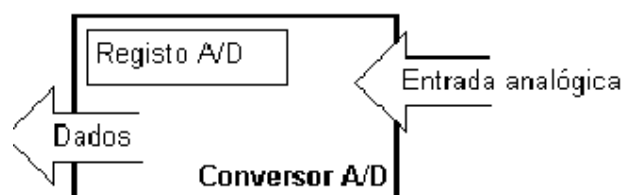


Figura 2.9: Representação de um conversor A/D

2.3 Pinagem do microcontrolador

O 8051 é um microcontrolador rápido com clock típico de 12MHz. Pode trabalhar com até 64kB de memória de programa e mais 64kB de memória de dados isoladamente, além de sua RAM interna.

O aspecto externo do 8051 é o da figura 2.10. Os pinos com nomes P0.0, P0.1, P0.2 e P0.3, correspondem às quatro portas de entrada e saída I/O. Note a dupla utilidade das portas P0 e P2, que ficam comprometidas com o uso de memória externa, assim como os pinos P3.6 e P3.7. O sinal ALE (Address Latch Enable) permite fazer a demultiplexação de dados e endereços na porta P0. Através do sinal PSEN (program storage enable), o controlador informa ao mundo externo se a operação em andamento é uma leitura de instrução (acesso à memória de programa) ou um acesso à memória de dados. Este sinal permite que o processador tenha duas regiões distintas de memória externa, uma para armazenar código e outra para dados. Ambas ocupam os endereços de 0 a FFFFH (64 kB), num total de 128 kB.

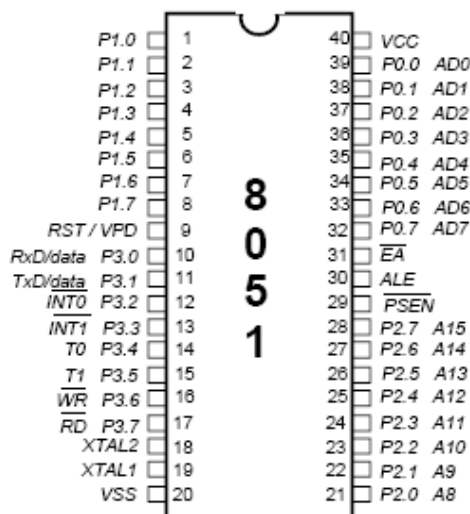


Figura 2.10: Disposição dos pinos no 8051.

Para conexão do microcontrolador, o encapsulamento mais utilizado na pinagem do 8051 é o DIP. Há pinos que servem a dupla finalidade. Dependendo do esquema de hardware, são utilizados para uma ou outra função específica.

2.3.1 Reset

Para iniciar a operação do microcontrolador é necessário um processo de “reset” toda vez que o circuito é energizado ou então o acionado por uma chave mantida a V_{cc} durante 2 ou mais ciclos de máquina.

Observar o esquema de reset do 8051 na figura 2.11

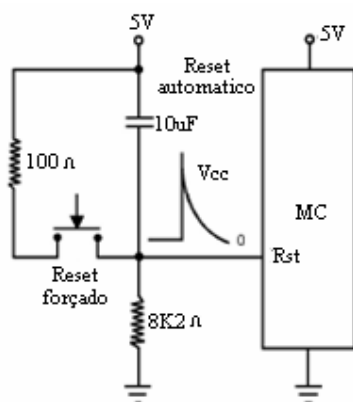


Figura 2.11: Circuito de Reset

Portanto, no 8051 o reset ocorre quando o pino 9 (RST) é levado ao nível lógico 1 durante 2 ou mais ciclos de máquina.

2.3.2 Clock

O microcontrolador é um circuito eletrônico que executa uma seqüência definida de instruções. Estas instruções estão contidas no programa e são executadas a partir de um sinal de sincronismo que ativa o sistema, como ilustrado na figura 2.12:

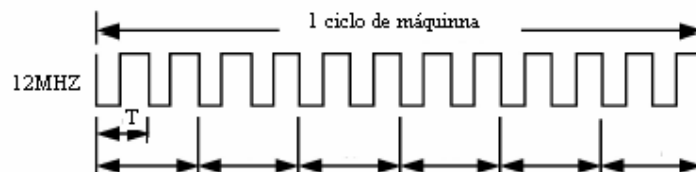


Figura 2.12: Sinal de sincronismo

Esse sinal de sincronismo é chamado de clock e, no 8051, pode ser interno ou externo,

Para o clock externo, o sinal é obtido de um outro circuito que já o possui.

No caso do clock interno, deverão ser acrescentados dois capacitores e um cristal ao circuito como representado na figura 2.13.

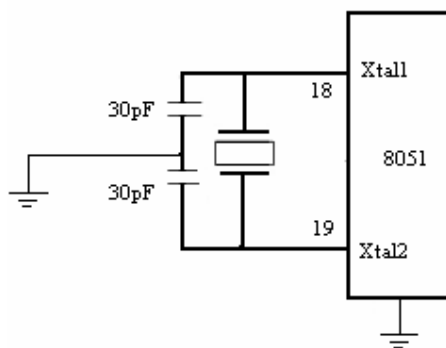


Figura 2.13: Capacitores e cristal acoplados ao clock interno

2.3.4 Portas de entrada e saída I/O

As portas de I/O tornam o microcontrolador um componente poderoso. O microcontrolador 8051 possui basicamente 32 pinos de entrada e saída (input/output – I/O) e cada um é endereçável bit a bit ou como portas de 8 bits, em quatro portas de I/O, no total.

Todas as portas são bidirecionais, podem ser usadas como entrada ou saída, determinadas pelo projeto do hardware e software.

Para usar as linhas de I/O é preciso escrever o valor desejado para a saída, ou fazer a leitura se for entrada.

Se houver a variação de um dado de configuração de uma porta de entrada ela não será percebida pelo sistema até que uma nova leitura da entrada seja feita (GIMENEZ 2002).

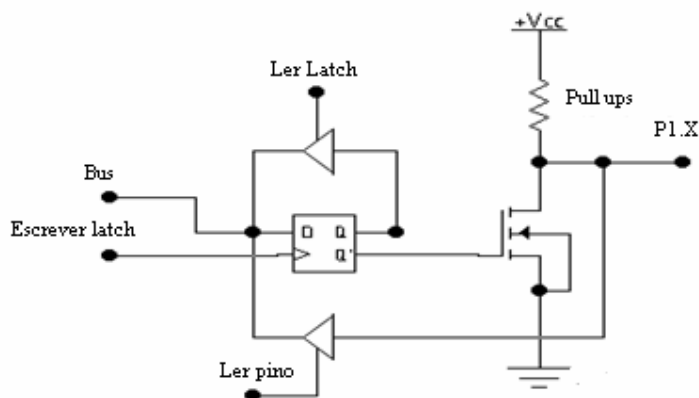


Figura 2.14: Esquema da porta I/O

As portas 1, 2 e 3 possuem pull-ups (figura 1.3) internos e são consideradas quase bidirecionais. Os pinos possuem sempre um estado definido, 0 ou 1, e mesmo quando usadas como entrada é possível medir o nível delas, como se fossem portas de saída.

A porta 0 não possui as mesmas características das portas 1, 2 e 3 e quando configurada como entrada seu nível flutua pois não há nível fixo no pino. Entretanto, em relação ao uso é considerada como porta de I/O bidirecional.

A porta 0, pelas suas características de construção, de dreno aberto (open-drain), pode fornecer ou absorver 2 cargas TTL, e as portas 1, 2 e 3 podem absorver ou suprir uma carga TTL (PHILIPS, 1988 ; NICOLOSI, 2005).

2.3.5 Programação do microcontrolador AT89S8252

Para a programação do microcontrolador foi utilizado o compilador Bascom comercializado pela empresa holandesa MCS – Eletronics, que fornece uma versão para uso acadêmico. Para transmitir o programa editado e compilado para o microcontrolador utilizou-se o programa ISP Flash-Programmer fornecido gratuitamente pela Atmel.

No Bascom utiliza-se como linguagem de programação o Basic, mas em certas situações, onde é necessário altas velocidades de processamento o Bascom permite o programador trabalhar tanto em linguagem Basic como Assembly (SOUZA, 2007).

2.4 Controle do Posicionamento da Câmara de Ionização

O projeto do sistema mecânico a ser implementado é composto de um motor de passo acoplado a uma rosca sem-fim, onde acionando o motor de passo é possível deslocar com precisão a câmara de ionização que está situada no carrinho acoplado ao eixo. Esse sistema está representado na figura 2.15.

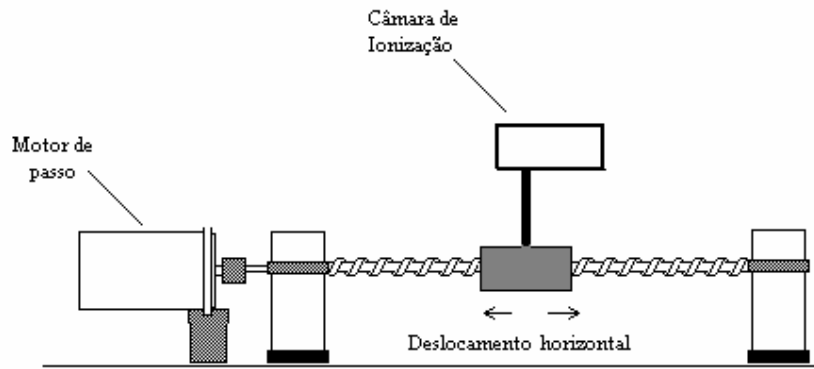


Figura 2.15: Projeto do sistema

Para o presente trabalho foi usado para testes preliminares um motor de passo fabricado pela empresa japonesa Sanyo Denki modelo 103H7126 - 0344, esse motor é de magneto-permanente unipolar de 4 fases e possui corrente nominal de 1.8 A e 200 passos por volta.

Capítulo 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Projeto da câmara de ionização e do sistema de automação do posicionamento.

Todo o sistema necessário para o controle do posicionamento preciso da câmara de ionização, bem como o sistema que compõe a aquisição do sinal elétrico está mostrado na figura 3.1.

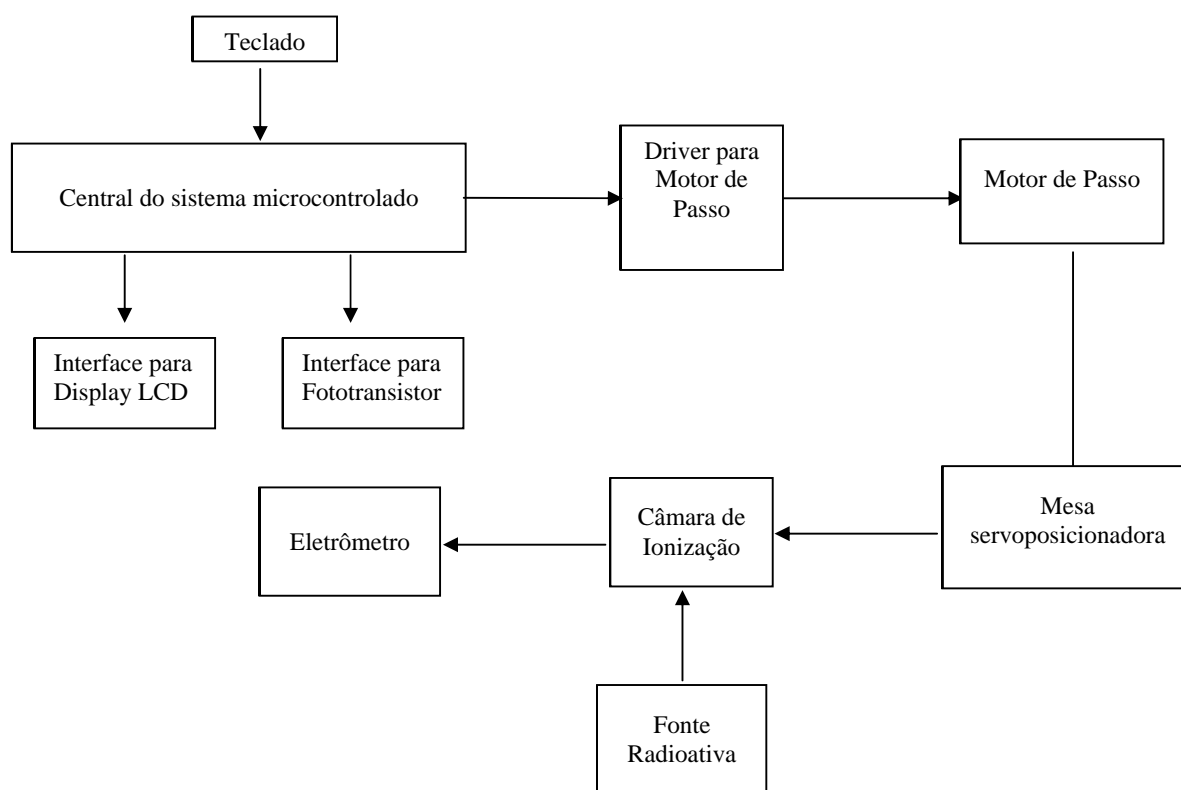


Figura 3.1: Diagrama em blocos do sistema implementado.

A seguir será mostrado o projeto da câmara de ionização, bem como o projeto da automação implementada.

3.2 Projeto da câmara de extrapolação

A câmara de extrapolação foi totalmente projetada e construída no Departamento de Engenharia nuclear da UFMG. A figura abaixo mostra o projeto preliminar da câmara.

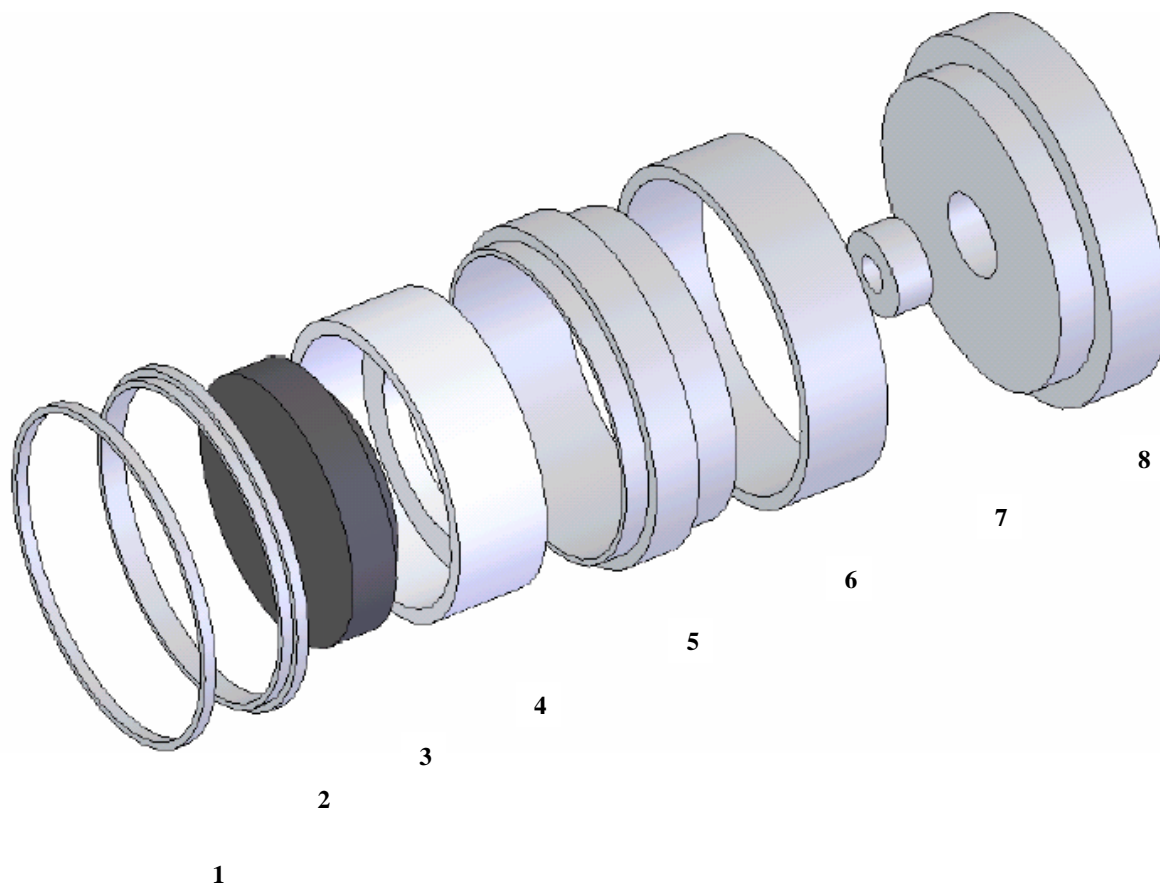


Figura 3.2: Projeto preliminar da câmara de ionização

Legenda:

- 1 – Anel externo da janela de entrada
- 2 – Anel interno da janela de entrada
- 3 – Eletrodo de coleção
- 4 – Isolador da alta tensão
- 5 – Corpo móvel
- 6 – Corpo fixo – parte A
- 7 – Conector do sinal de saída
- 8 – corpo fixo – parte B

3.2.1 Detalhes do projeto da câmara de ionização

A janela de entrada (não esta representada na figura 3.2) da câmara é prensada entre as peças de alumínio 1 e 2, devendo ficar bem rígida.

O material de confecção da janela de entrada, do eletrodo coletor e do anel de guarda será o teflon-carbono (56,5 % de Teflon – $(C_2F_4)_n$ + 43,5 % de carbono), com uma densidade de 2,1 g.cm⁻³. O gás de circulação será o ar.

É através do eletrodo coletor que se conecta o eletrômetro para obtenção do sinal elétrico. Essa peça pode ser substituída por outra de tamanho equivalente, mas com o diâmetro do anel de guarda menor, dessa forma é possível variar o volume útil da câmara pela substituição do eletrodo coletor.

As peças 4 e 5 constituem a parte móvel da câmara, é através do seu movimento que pode-se variar o volume útil do detector, sendo que a peça 4 feita de teflon tem a função de isolar o terminal de alta tensão com o terminal de baixa tensão, e a peça 5 feita de alumínio está conectada eletricamente ao terminal de alta tensão.

A peça 7 é conectada ao eletrodo coletor para obtenção do sinal elétrico, essa peça teve a sua dimensão longitudinal ampliada para que o cabo do eletrômetro passasse pelo seu interior.

As peças 6 e 8 também feitas de alumínio foram coladas com cola especial e constituem o corpo fixo da câmara.

O projeto final da câmara com as dimensões de cada peça está no apêndice I.

3.2.2 Fotos da câmara de extrapolação construída

A seguir são apresentadas as fotos da câmara de ionização que foi projetada e construída no DEN- UFMG.

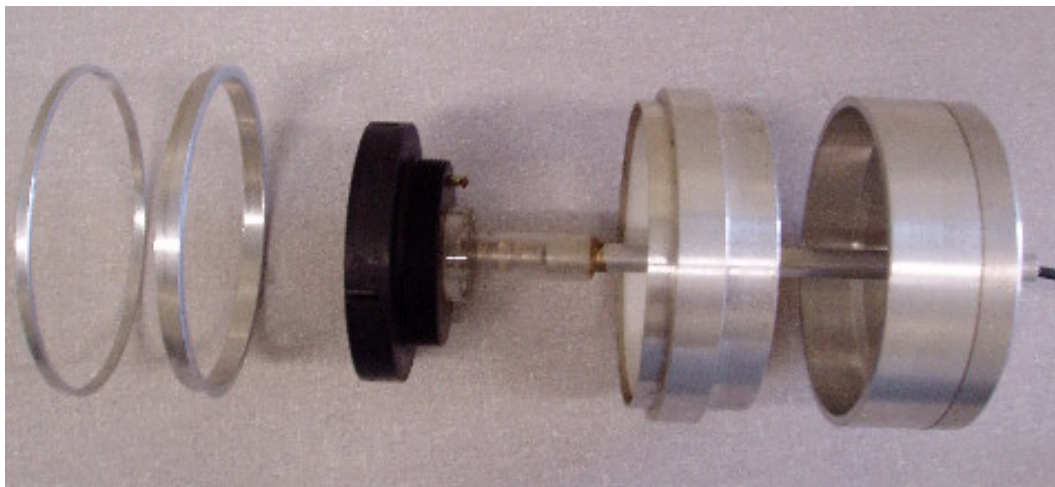


Figura 3.3: Foto da câmara de ionização aberta.

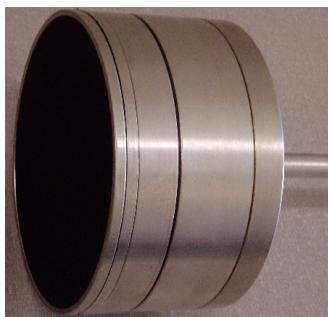


Figura 3.4: Foto da câmara de ionização fechada e com a janela de entrada.

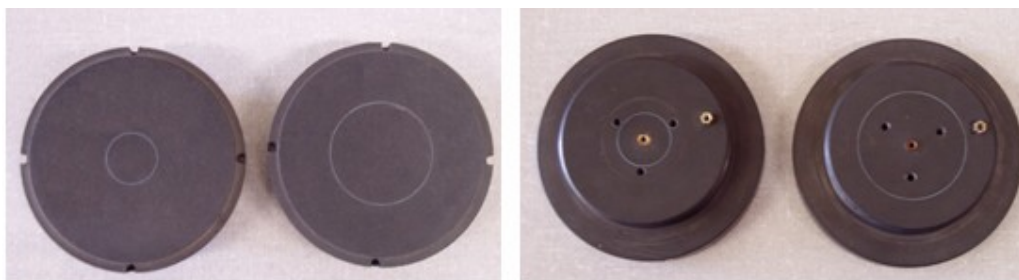


Figura 3.5: Foto do eletrodo coletor da câmara de ionização

3.3 Mesa Servoposicionadora

Para o deslocamento da câmara de ionização foi utilizada uma mesa servoposicionadora projetada pelo Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG (DEM) e está representada na figura 3.6. Essa mesa tem comprimento de 1,5 metros e o eixo principal uma rosca de 2mm.

Como o motor de passo utilizado possui 200 passos por rotação, tem-se portanto que cada passo corresponde a um deslocamento linear de $10\ \mu\text{m}$. Considerando que um erro de 5% tem-se uma precisão de $0.5\ \mu\text{m}$ no deslocamento da câmara.

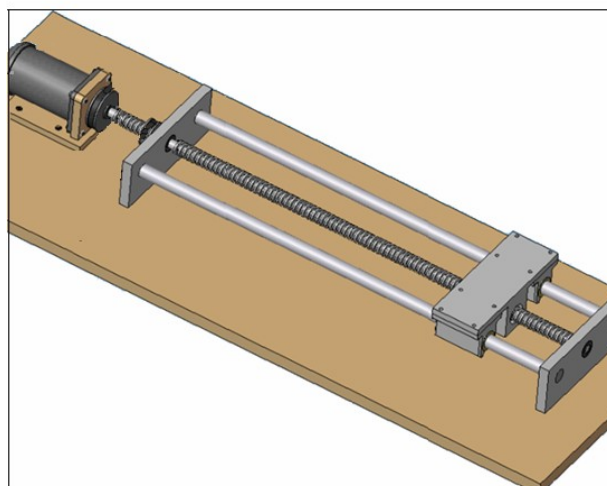


Figura 3.6: Mesa servoposicionadora projetada pelo DEM - UFMG

3.4 Sistema microcontrolado.

3.4.1 Central do sistema microcontrolado

A CPU (unidade central de processamento) foi projetada com base no microcontrolador AT89S8252 e está mostrado na figura 3.7. O sistema possui interface para comunicação com o computador via porta paralela (Figura 3.8).

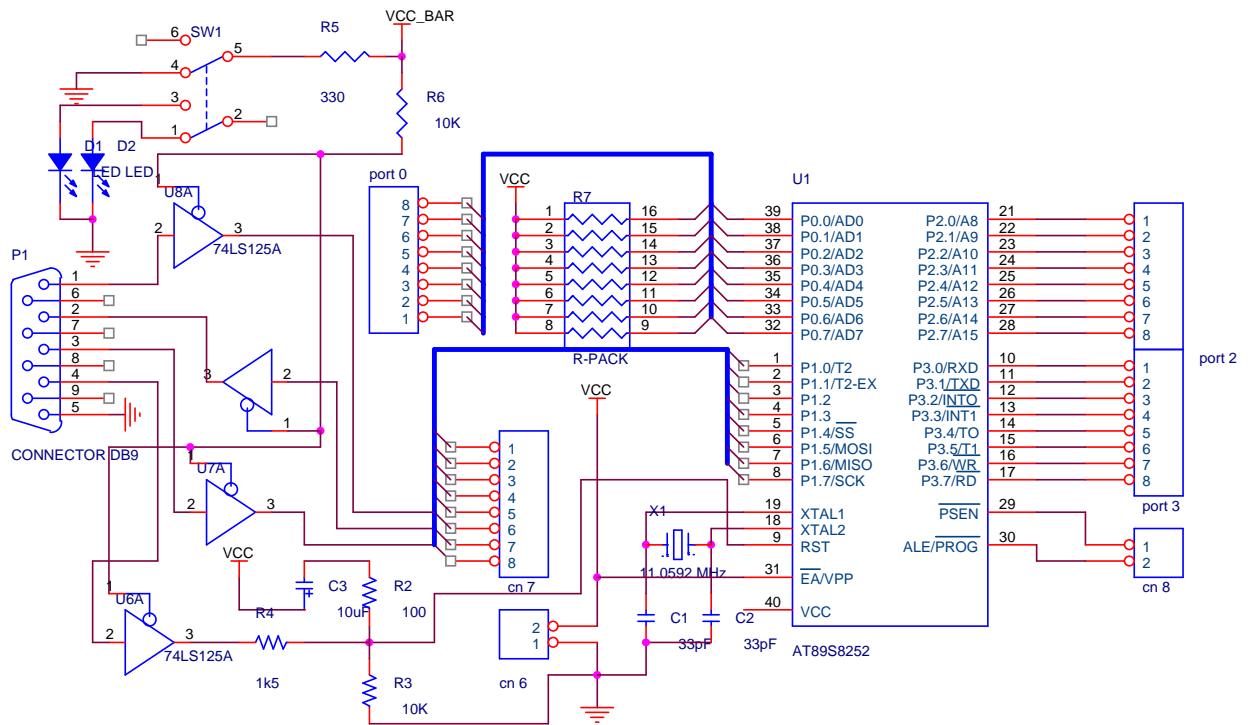


Figura 3.7 Projeto da placa microcontroladora

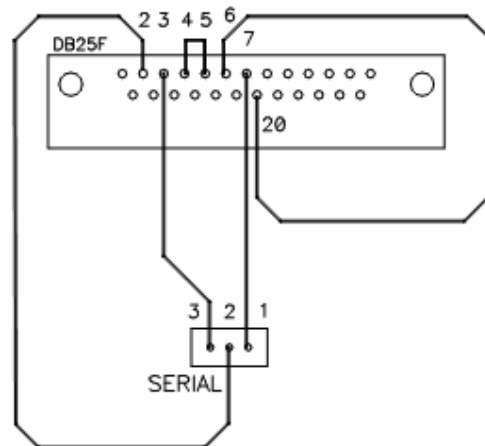


Figura 3.8: Projeto do cabo de comunicação com o computador

3.4.3 Driver para o motor de passo

Para a interface do microcontrolador com o motor de passo foi projetado um driver transistorizado capaz de acionar diversos motores de passo.

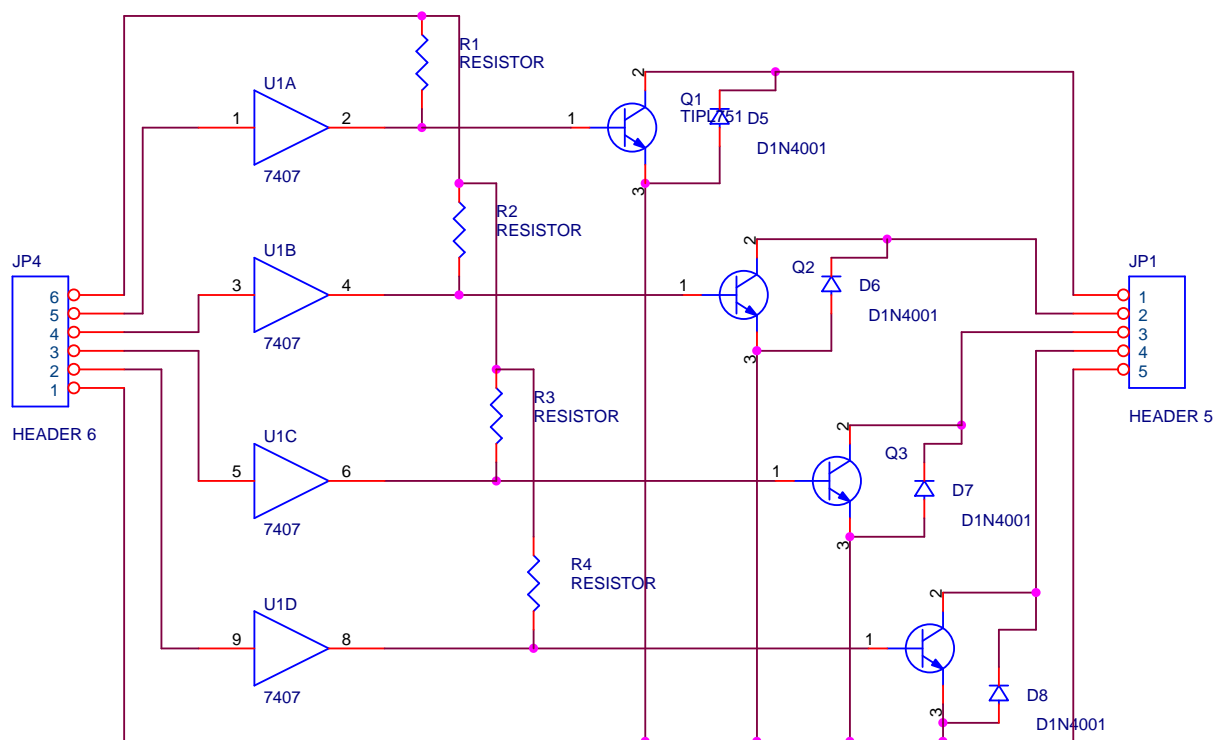


Figura 3.10: Projeto e do drive de acionamento do motor

3.4.4 Fotos do sistema de controle preliminar

O projeto preliminar da CPU do sistema , teclado e driver do motor de passo foi implementado em placa de circuito impresso e as fotos do sistema estão mostradas na figuras 3.11, 3.12, 3.13.

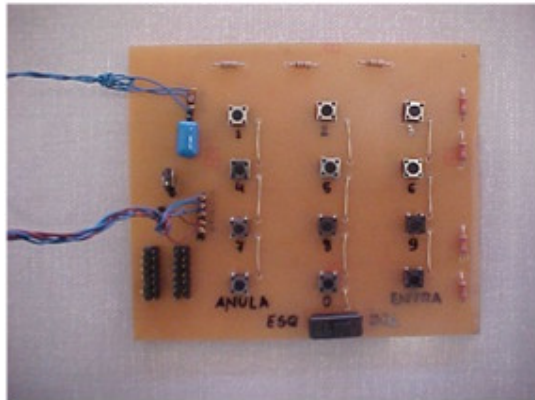


Figura 311: Foto do teclado

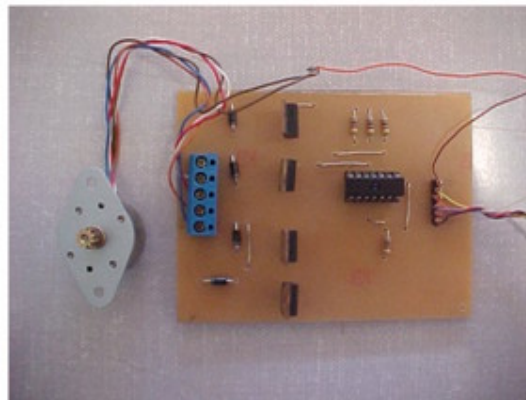


Figura 3.12: Foto do driver de acionamento do motor

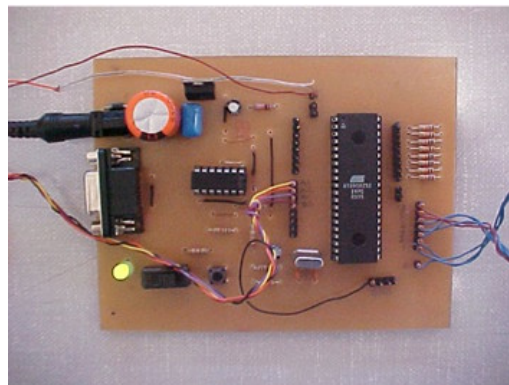


Figura 3.13: Foto da central de controle

3.5 Sistema de controle implementado

O projeto final do controle da câmara de ionização está disponível nos anexos I, II, III, IV, V. Foi incluído ainda no projeto uma interface a Laser contendo um emissor – receptor, com esta interface é possível monitorar o início da contagem dos passos do motor. A figura 3.14 apresenta a foto do sistema de controle implementado.

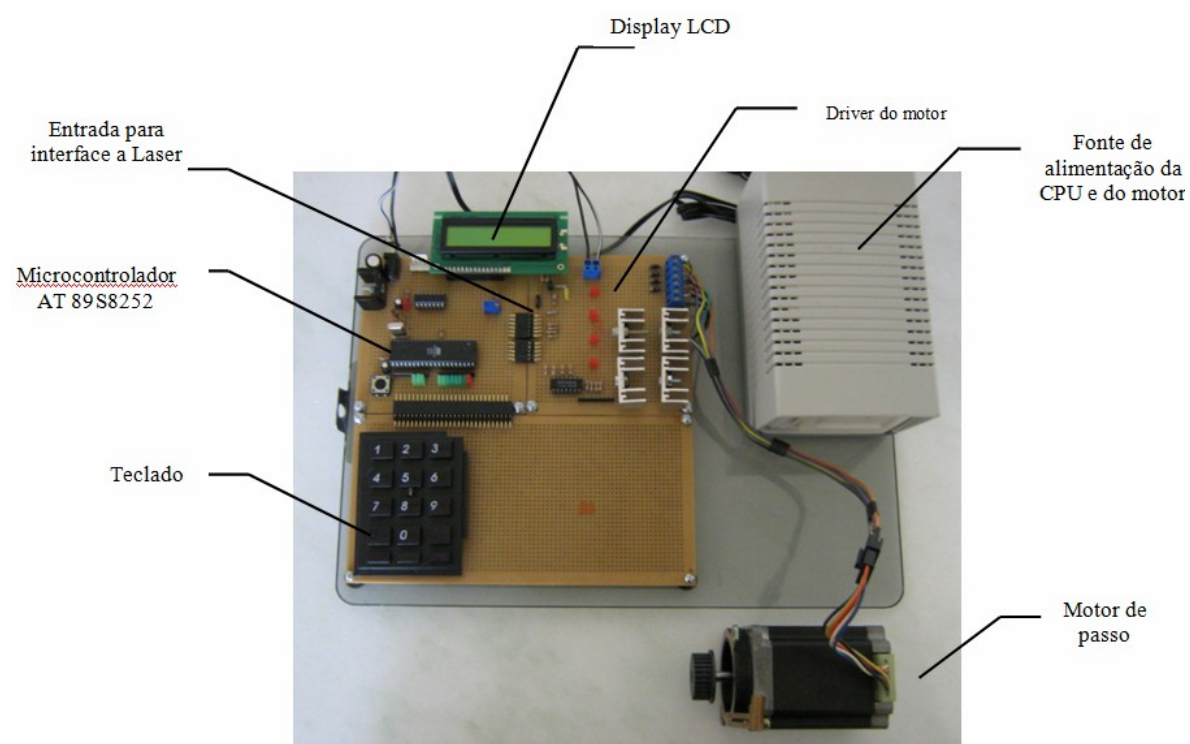


Figura 3.14: Foto do sistema de controle implementado

3.5 Projeto da Câmara de Extrapolação

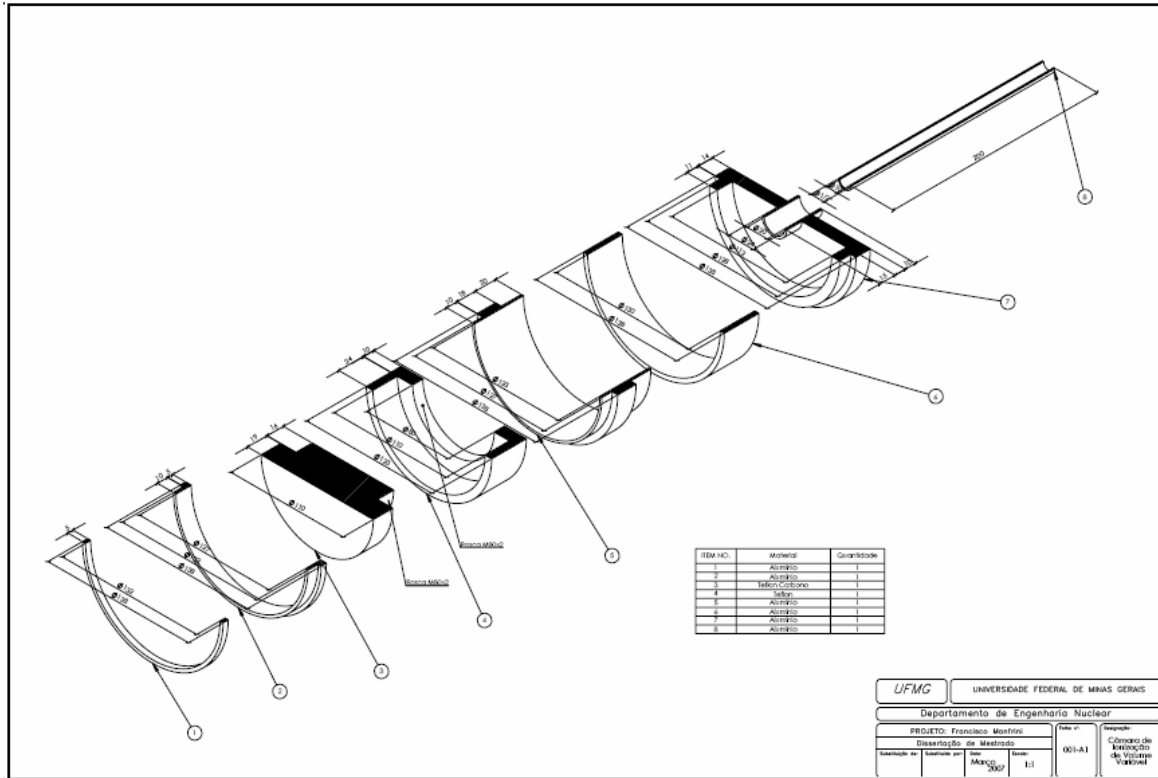


Figura 3.15: Projeto da Câmara de Extrapolação

CONCLUSÕES

- O projeto e a implementação da eletrônica de controle mostrou-se altamente eficiente e confiável, possibilitando uma precisão no controle do motor de passo de $0,36^\circ$. O desenvolvimento do sistema em placa universal possibilitou uma maior versatilidade para o sistema de controle, sendo extremamente de fácil modificação como por exemplo para a troca do display LCD alfanumérico por um display LCD gráfico, ou ainda para acoplar outro motor ao sistema para a variação automatizada do volume da câmara de ionização.

- Para a mesa servoposicionadora utilizada para os testes preliminares foi possível obter uma precisão de $0,5\mu\text{m}$ no deslocamento linear.

- A interface óptica implementada através da adaptação de uma “caneta” laser mostrou-se altamente eficiente para o alinhamento da posição inicial da câmara de ionização.

- O programa Bascom usado para desenvolver o software do microcontrolador, mostrou-se de grande versatilidade para modificações na programação do microcontrolador

- O acoplamento de um transferidor de precisão a câmara de ionização possibilitou uma precisão na variação do deslocamento linear do eletrodo coletor de $15\mu\text{m}$.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATTRIX, F. H. , ROESCH, W.C. Ionization Chamber. **Radiation Dosimetry**.v.2, 1968.

ARAÚJO, M. **Avaliação do Ponto Efetivo de Medida em Câmaras de Ionização Cilíndricas Usadas em Feixes de Elétrons com Energia entre 6 e 20 Mev**. Dissertação. Campinas: Unicamp 1984, 115p.

BARBOSA, L. **Técnicas de Detecção**. Apostila. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, 2006 60p.

BENTO, C.R. **Sistemas de Controle: Teoria e Projetos**. 6^a ed. São Paulo. Editora Érica. p.191, 1989.

BOAG, J. W. Space chargedistortion of the eletric field in a plane-parallel ionization chamber. **Physics in Medicine and Biology**. v.8, p.461-467, 1963.

BOHM, J. Charge **collection defects in small ionization chambers due initial recombination and difusion loss**. Symposium on microdosimetry. Verbania Pallanza, 22-26, sept.1975.

BURLIN, T.E. Cavity-Chamber Theory . **Radiation Dosimetry**. V1, p.332-339.

BUIIA,R.T. , CAIDAS. L.V.E. Determinação de dose absorvida em feixes de elétrons utilizado câmara de ionização de placas paralelas. **Radiol. Brás**. V.37 n.3, 2004.

DIAS,S.K. **Desenvolvimento de uma Câmara de Extrapolação como instrumento de Referência para Dosimetria Beta.** Tese. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1996,128p.

FALLA,G. The measurement of tissue dose in terms of the same unit for all ionizing radiations. **Radiology**, v.29, p 202- 215, 1937.

GIMENEZ, S.P. **Microcontroladores 8051**, 1^a ed. São Paulo.Editora Printice Hall. p.253, 2002

HILLION, P. Contribution a ls mesure de la dose absorbée beta. Saclay, Commissariat a L' Energie Atomique, 1976.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement.** 2th ed. New York. John Wiley & Sons. p. 754, 1989.

NICOLOSI, D.E.. **Microcontrolador 8051 Detalhado.** 6^a ed. São Paulo.Editora Érica. p.227, 2005.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno.** 3^a ed. Rio de Janeiro. Pretince Hall do Brasil. p.813, 1998.

OLIVEIRA, A.H. **Influence des condicions d' irradiation par des rayonnements beta sur la reponse d' instruments de radioprotecion.** Tese. Grenoble: Institut National Polytechnique de grenoble. 1984.

PHILIPS Inc, **Application Notes and Development Tools for 80C51 Microcontroler Philips**, 1988.

RASHID, M.H. **Eletrônica de Potência. Circuitos, Dispositivos e Aplicações**. 2. ed. (trad). São Paulo MAKRON books 1999, p 664- 720.

RODRIGUES, A.A. **Câmara se Ionização Aplicada a Medidas de Altas Taxas de Dose**. Tese. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2005,100p.

SEVEGNANI, F. X. **Revista de Física Aplicada e Instrumentação**. Técnicas de construção e princípios de funcionamento de contadores Geiger-Muller de catodo externo, v.11, 105-113, 1996.

SOUZA, F. S. **Programação Basic para Microcontroladores 8051**. 1ª ed. São Paulo. Editora Érica. p.230, 2007

SILVA, I. **Projeto e Construção de uma Câmara de Ionização de Extrapolação para Dosimetria Beta**. Dissertação. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 1985, 145p.

TAIT, W.H, **Radiation Detection**, 1 ed.London. Butterworths. P.406, 1980

TAMURA, E. **Desenvolvimento de Uma Câmara de Ionização para o LNLS**. Dissertação. Campinas: Unicamp 1996, 81p.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.
This page will not be added after purchasing Win2PDF.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)