

BR 9331298

HARDWARE E SOFTWARE PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR

Fideles, Ederson Lacerda; Vilar, Guilherme; Silva, Hamilton Soares

NETEB/MEB Universidade Federal da Paraíba

RESUMO

Este trabalho trata de um sistema para aquisição e processamento de imagens em Medicina Nuclear. É apresentado aqui somente o hardware e software referente à aquisição.

O hardware consiste de um cartão de conversão analógico/digital, desenvolvido em "wire-waive", que pode ser acoplado a um computador compatível IBM-80386. Sua função é digitalizar os sinais analógicos fornecidos pela gama-câmara.

As aquisições são feitas no modo "list" ou no modo "frame". No modo "list", os pares X,Y são transferidos diretamente para a memória do computador, nenhuma modificação ou processamento é feito durante a aquisição. No modo "frame" a medida que os pares X,Y vão sendo digitalizados a imagem vai sendo construída na memória do computador.

INTRODUÇÃO

Está sendo desenvolvido no Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica (NETEB) da UFPb um projeto, financiado pelo CNPq, que tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para a aquisição e o processamento de imagens provenientes de gama-câmaras. Este projeto visa a atualização tecnológica de gama-câmaras que não dispõem de sistemas de computação para o tratamento de informações. Atualmente está sendo concluído a parte do projeto referente à aquisição de imagens. A implementação de técnicas de processamento e gestão de imagens e dados tem sido prejudicado em função do atraso, por parte do CNPq, na entrega dos equipamentos.

DESCRIÇÃO DO HARDWARE

O hardware consiste de um cartão de conversão analógico/digital, desenvolvido em "wire-waive", que pode ser acoplado a um computador compatível IBM-80386. Sua função é digitalizar os sinais analógicos fornecidos pela gama-câmara.

Na gama-câmara estão disponíveis três canais de saídas analógicas (X, Y e Z), que podem ser acoplados a sistemas externos. O canal Z é usado para indicar quando uma radiação gama é detectada pela gama-câmara. Os canais X e Y indicam a posição dessa interação no campo da câmara. O hardware foi desenvolvido para poder digitalizar os sinais X e Y, rapidamente e simultaneamente no instante em que aparece um pulso no canal Z.

Para o desenvolvimento da placa conversora foram utilizados componentes que podem ser adquiridos no mercado nacional.

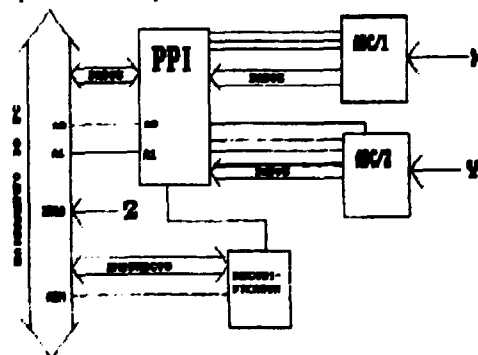


Fig. 1 - Diagrama de blocos da placa conversora.

O conversor A/D (ADC 574a)

Conversores analógico para digital (ADCs) de vários fabricantes foram avaliados em relação à sua aceitabilidade para digitalização de sinais fornecidos por gama-câmaras. Em particular, foram analisados a precisão e a velocidade de conversão. Em uso clínico, gama-câmaras têm tipicamente modesta razão de contagem média (5.000 a 50.000 contagens por segundo). Como as contagens são uma consequência de fenômenos que têm um comportamento estatístico, a sua distribuição no tempo não é uniforme. Portanto, para detectar e processar muitas contagens de uma forma eficiente, o sistema ADC deve operar a velocidades maiores do que a razão de contagem média da gama-câmara. Depois de

cuidadosos testes e de fazer um levantamento das características de gama-câmaras que têm sistema de computação acoplado, chegou-se a performance final do sistema ADC, o qual deve ter uma razão de digitalização de 200.000 contagens por segundo [1].

Dentre os conversores disponíveis para pesquisa no Núcleo de Estudos Tecnológicos de Engenharia Biomédica (NETEB), o que se aproxima mais das características descritas no parágrafo anterior, para uma boa aquisição na gama-câmara, é o ADC574a da Motorola.

A velocidade de conversão do ADC574a, operando em 8 bits, varia de 50.000 a 100.000 conversões por segundo, sendo o valor nominal de 70.000 conversões por segundo. Esta velocidade é ainda muito aquém da exigida pelas gama-câmaras. A solução encontrada para resolver o problema de velocidade de conversão foi usar dois "chips" ADC574a no mesmo cartão de conversão. Deste modo os sinais analógicos X e Y são digitalizados simultaneamente. Isto faz com que a conversão seja suficientemente rápida.

"Bufferizamento" da placa

Os barramentos de controle e de endereço do AT são ligados à placa conversora através de quatro "chips" 74LS367, cujas funções são isolar a placa do computador e fornecer ao circuito uma elevação de corrente.

Lógica de Decodificação

Uma decodificação é necessária para evitar o endereçamento de outros componentes de E/S diferentes do da placa conversora. Na placa, foram usados os endereços 300h à 31Fh, que são os reservados para expansão nos microcomputadores compatíveis IBM 80386 [2].

O circuito de decodificação utiliza duas portas OR (74LS32), uma porta AND (74LS08) e um decodificador (74LS138). Este decodificador oferece saídas para selecionar até oito componentes diferentes. Na placa se utiliza apenas uma dessas saídas, o canal zero, que está ligado ao pino de seleção da porta paralela (8255). As outras saídas estão reservadas para uma eventual expansão da placa no futuro. Cada linha da saída do decodificador seleciona até quatro endereços, pois os endereços A0 e A1 fornecidos pelo barramento do PC estão "livres". A placa conversora será selecionada se um endereço de E/S na faixa de 300h à 31Fh for gerado.

DESCRIÇÃO DO SOFTWARE

Introdução

O controle do hardware é feito por software. Para facilitar o desenvolvimento do software, as principais linhas de controle da placa foram ligadas à PPI (8255). O software para controlar a placa conversora foi desenvolvido a partir da linguagem C da Microsoft interfaceada com Assembly do 8086/80286/80386 da Microsoft.

Aquisição e Armazenamento de dados

Depois que os sinais X e Y da gama-câmara são digitalizados, seus valores são utilizados para gerar a imagem do paciente. Este processo é executado da seguinte forma. Os valores X e Y são lidos da placa conversora e colocados na memória do computador. Depois que certo número de pares de valores são armazenados, eles são lidos e usados para definir a imagem. Cada par representa uma localização na imagem, e quando um ponto particular é lido, a intensidade do pixel da posição correspondente é incrementada de uma unidade. Este processo é executado até que um desejado número de contagem ou um tempo total de aquisição seja alcançado.

Os dois modos de aquisição comuns usados em medicina nuclear são modo "frame" e modo "list" [3].

Aquisição e Armazenamento de Dados no Modo "List"

No modo "list", os pares X,Y são transferidos diretamente para a memória do computador e logo em seguida gravados em disquetes ou discos rígidos, nenhuma modificação ou processamento é feito durante a aquisição. Este modo possibilita o armazenamento de outros tipos de dados entre os pontos X,Y, como, por exemplo, marcas de chaveamento fisiológicos. Também, como os dados originais ficam registrados em discos, eles podem ser formatados em matrizes de acordo com a necessidade do momento. O Algoritmo desse modo é mostrado abaixo.

Aquisição no Modo "List"

Início

Entrar com quantidade de pontos a serem convertidos.
Reservar área de memória.
Abrir arquivo para armazenar dados.
Carregar vetor de interrupção.
Programar 8255.
Habilitar interrupções externas.
Para n conversões faça:

Iniciar conversão.
Se fim de conversão então:
Ler valores convertidos.
Armazenar valores convertidos na
área de memória.

Fim_Se

Fim_Para
Gravar pontos convertidos.
Limpar área de memória.
Fechar arquivo.

Fim_inicio

**Aquisição e Armazenamento de Dados no
Modo "Frame"**

Neste modo, à medida que os pares X,Y
vão sendo digitalizados a imagem vai sendo
construída na memória do computador. Ao
término da aquisição a imagem está pronta
para ser mostrada no "display", gravada em
disco ou receber algum processamento. Este
modo é o mais utilizado atualmente nos
diversos sistemas de aquisição para medicina
nuclear, isto porque a imagem já fica
preparada para ser visualizada na tela. O
diagrama de blocos do software desse modo é
mostrado abaixo.

Aquisição no Modo "Frame"

Início

Entrar com quantidade de pontos a serem
convertidos.
Reservar área de memória.
Abrir arquivo para armazenar dados.
Verificar qual a dimensão da matriz para
armazenar a imagem (32X32, 64X64, 128X128
ou 256X256).
Carregar vetor de interrupção.
Programar 8255.
Habilitar interrupções externas.
Para n conversões faça:
Iniciar conversão.
Se fim de conversão então:
Ler valores convertidos (X,Y).
Calcular posição do ponto na
matriz.
Armazenar ponto na matriz.
Normalizar matriz.

Fim_Se

Fim_Para
Gravar matriz (imagem obtida).
Limpar área de memória.
Fechar arquivo.

Fim_inicio

RESULTADOS

Até o momento os resultados de aquisição
efetuados na gama-câmara do Serviço de
Medicina Nuclear do Hospital Universitário
Lauro Wanderley, têm sido satisfatórios. Já
foram feitas aquisições de imagens de
tireóide, rins e cintigrafia óssea com boa
qualidade. Para testar a performance do

cartão de conversão foram utilizados
geradores de funções capazes de gerar sinais
com frequências na faixa de 0.1 Hz à 2 MHz.
Em Anexo são mostradas tabelas de sinais
senoidais digitalizados pelo cartão.

Nas tabelas A1, A2 e A3 estão listados
sinais X e Y em fase, onde na Tabela A1 a
frequência dos sinais é 100 Hz, na Tabela A2
200 Hz e na A3 500 Hz, a frequência de
aquisição nas três tabelas é de 1000 Hz.
Nota-se que a resolução da senóide diminui
com o aumento da frequência do sinal. Dá para
notar também que os conversores fazem
aquisições simultaneamente, pois os valores
obtidos para o canal X foram praticamente os
mesmos obtidos para o canal Y.

Nas Tabelas A4 e A5, os sinais X e Y
continuam em fase, mas foram mudados os
valores das frequências de aquisição e dos
sinais. A frequência dos sinais X e Y na
Tabela A5 (2000 Hz) é muito maior do a da
Tabela A3, mas mesmo assim a resolução da
senóide ainda continua boa devido ao alto va-
lor da frequência de aquisição (10000 Hz).

A Tabela A6, foi obtida para mostrar que
o conversor é capaz de digitalizar sinais de
frequência relativamente alta (5000 Hz) com
boa resolução, bastando para isto aumentar a
frequência de aquisição.

Nas Tabelas A7, A8 e A9, os sinais X e
Y não estão em fase. Do mesmo modo que nas
outras Tabelas, a resolução da senóide
diminui com o aumento da frequência do sinal
para uma mesma frequência de aquisição. Nota-
se que os valores do canal X são diferentes
aos do canal Y.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. LEAR, JAMES L.; PRATT, JONATHAN P.;
ROBERTS, DONNA R.; et al. "Gamma Camera Image
Acquisition, Display, and Processing with the
Personal Microcomputer", Radiology, Chicago,
175, (1), 241-245, April, 1990.
2. EGGBRECHT, LEWIS C; "Interfacing to the
IBM Personal Computer", Howard W. Sams & Co.,
Indiana U.S.A., 1985.
3. LIEBERMAN, DAVID E; "Computer Methods",
The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1977.

ENDEREÇO PARA CONTATO

Éderson Lacerda Fideles
Rua Alvarino Maciel, 454 - Jardim 13 de maio,
58025-410 - João Pessoa, Pb - Brasil
Fone para recados: (083) 224-7200, ramal 2067

A N E X O S

Tabelas referentes à aquisição de senóides pelo conversor analógico/digital. A frequência de in-
terrupção (ou aquisição) é o sinal do canal Z.

Tabela A1
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 1000 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	0	0	0	0
1	17	0	17	0
2	33	0	33	0
3	49	0	49	0
4	65	0	65	0
5	81	0	81	0
6	97	0	97	0
7	113	0	113	0
8	129	0	129	0
9	145	0	145	0
10	161	0	161	0
11	177	0	177	0
12	193	0	193	0
13	209	0	209	0
14	225	0	225	0
15	241	0	241	0
16	257	0	257	0
17	273	0	273	0
18	289	0	289	0
19	305	0	305	0

Tabela A2
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 100 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	101	104	20	100
1	102	105	21	100
2	103	106	22	100
3	104	107	23	100
4	105	108	24	100
5	106	109	25	100
6	107	110	26	100
7	108	111	27	100
8	109	112	28	100
9	110	113	29	100
10	111	114	30	100
11	112	115	31	100
12	113	116	32	100
13	114	117	33	100
14	115	118	34	100
15	116	119	35	100
16	117	120	36	100
17	118	121	37	100
18	119	122	38	100
19	120	123	39	100

Tabela A3
Frequência de interrupção = 2000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 5000 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	120	120	20	120
1	120	120	21	120
2	120	120	22	120
3	120	120	23	120
4	120	120	24	120
5	120	120	25	120
6	120	120	26	120
7	120	120	27	120
8	120	120	28	120
9	120	120	29	120
10	120	120	30	120
11	120	120	31	120
12	120	120	32	120
13	120	120	33	120
14	120	120	34	120
15	120	120	35	120
16	120	120	36	120
17	120	120	37	120
18	120	120	38	120
19	120	120	39	120

Tabela A4
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 100 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	0	0	20	20
1	0	0	21	197
2	101	102	22	197
3	101	102	23	197
4	101	102	24	197
5	101	102	25	197
6	101	102	26	197
7	101	102	27	197
8	101	102	28	197
9	101	102	29	197
10	101	102	30	197
11	101	102	31	197
12	101	102	32	197
13	101	102	33	197
14	101	102	34	197
15	101	102	35	197
16	101	102	36	197
17	101	102	37	197
18	101	102	38	197
19	101	102	39	197

Tabela A5
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 50 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	0	0	22	0
1	200	211	23	0
2	170	202	24	0
3	140	193	25	0
4	110	184	26	0
5	80	175	27	0
6	50	166	28	0
7	20	157	29	0
8	0	148	30	0
9	0	139	31	0
10	0	130	32	0
11	0	121	33	0
12	0	112	34	0
13	0	103	35	0
14	0	94	36	0
15	0	85	37	0
16	0	76	38	0
17	0	67	39	0
18	0	58	40	0
19	0	49	41	0

Tabela A6
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 40 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	100	100	20	100
1	100	100	21	0
2	100	100	22	100
3	100	100	23	0
4	100	100	24	100
5	100	100	25	0
6	100	100	26	100
7	100	100	27	0
8	100	100	28	100
9	100	100	29	0
10	100	100	30	100
11	100	100	31	0
12	100	100	32	100
13	100	100	33	0
14	100	100	34	100
15	100	100	35	0
16	100	100	36	100
17	100	100	37	0
18	100	100	38	100
19	100	100	39	0

Tabela A7
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 50 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	200	210	20	200
1	100	10	21	197
2	0	0	22	194
3	0	0	23	191
4	0	0	24	188
5	0	0	25	185
6	0	0	26	182
7	0	0	27	179
8	0	0	28	176
9	0	0	29	173
10	0	0	30	170
11	0	0	31	167
12	0	0	32	164
13	0	0	33	161
14	0	0	34	158
15	0	0	35	155
16	0	0	36	152
17	0	0	37	149
18	0	0	38	146
19	0	0	39	143

Tabela A8
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 100 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	10	10	20	200
1	10	10	21	200
2	10	10	22	200
3	10	10	23	200
4	10	10	24	200
5	10	10	25	200
6	10	10	26	200
7	10	10	27	200
8	10	10	28	200
9	10	10	29	200
10	10	10	30	200
11	10	10	31	200
12	10	10	32	200
13	10	10	33	200
14	10	10	34	200
15	10	10	35	200
16	10	10	36	200
17	10	10	37	200
18	10	10	38	200
19	10	10	39	200

Tabela A9
Frequência de interrupção = 1000 Hz

A_senais	Número de amostras = 40 pontos		Frequência dos sinais = 50 Hz	
	Z	Y	Z	Y
0	100	100	20	100
1	100	100	21	100
2	100	100	22	100
3	100	100	23	100
4	100	100	24	100
5	100	100	25	100
6	100	100	26	100
7	100	100	27	100
8	100	100	28	100
9	100	100	29	100
10	100	100	30	100
11	100	100	31	100
12	100	100	32	100
13	100	100	33	100
14	100	100	34	100
15	100	100	35	100
16	100	100	36	100
17	100	100	37	100
18	100	100	38	100
19	100	100	39	100