

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE RADIOGRAFIA DIGITAL

P.M.Azevedo Marques, A.F.Frère, C.A.N.F.Miranda.

RESUMO -- O presente trabalho descreve um sistema de radiografia digital desenvolvido para ser utilizado, basicamente, em Angiografia por Subtração Digital (DSA). Os modos de aplicação clínica também são comentados.

INTRODUÇÃO

Quando se fala em radiografia Digital deve-se ter em mente uma área específica da Engenharia Biomédica dedicada ao tratamento digital dos resultados dos sistemas de raios-X médicos. A radiografia digital está sendo bastante utilizada na Angiografia, que é a visualização de vasos e estruturas cardiovasculares por meio da inserção endovenosa de material de contraste. Uma das técnicas mais avançadas, atualmente, é a Angiografia por Subtração Digital, mais conhecida por DSA (Digital Subtraction Angiography).

A angiografia por subtração digital trabalha basicamente com a digitalização e subtração de duas imagens diferenciadas pela presença de uma solução de iodo. O iodo é o material de contraste geralmente utilizado devido à sua característica radiopaca que diferencia as estruturas iodadas em uma chapa de raios-X.

A DSA consegue ser um método diagnóstico de problemas vasculares pouco invasivo e de resultados bastante satisfatórios principalmente por trabalhar com a subtração de duas imagens, o que segundo Mistretta (1984) permite operações de realce utilizando as principais variáveis presentes na obtenção de imagens radiográficas (energia, tempo, densidade ótica e o plano das dimensões da imagem), o que não é possível quando se utiliza apenas uma imagem. Além disso, por trabalhar com imagens digitalizadas, existe uma série de processamentos especiais que podem ser aplicados para melhorar a qualidade das imagens.

Segundo Fox e Volz (1984) os sistemas de DSA são, basicamente, de três tipos: DSA por subtração temporal, DSA por energia dual e DSA híbrida.

A DSA por subtração temporal trabalha com duas exposições, uma anterior e outra posterior à inserção endovenosa do material de contraste. As duas imagens são digitalizadas e subtraídas, resultando em uma imagem final que contém somente as estruturas contrastadas. Essa técnica é a mais utilizada por ser a mais simples, embora os movimentos do paciente, mesmo os involuntários como a pulsação causem uma certa degradação na imagem resultante.

A DSA por energia dual baseia-se na descontinuidade do coeficiente de absorção do iodo com uma energia de raios-X incidente de 33 keV. Essa descontinuidade permite uma diferenciação das estruturas iodadas devido a uma variação no contraste obtido quando são feitas duas exposições com raios-X monoenergéticos, uma com energia incidente um pouco acima e outra com energia incidente um pouco abaixo de 33 keV. As duas exposições podem, após digitalização, ser subtraídas resultando em uma imagem diferença na qual as densidades anatómicas são eliminadas permanecendo as densidades de iodo. A dificuldade existente é a obtenção de raios-X monoenergético em torno de 33 keV.

Escola de Engenharia de São Carlos - USP
 Depto de Eletricidade
 Laboratório de Análise e Digitalização de Imagens - LADI

A DSA híbrida é uma técnica que procura combinar as vantagens da subtração temporal com as da subtração por energia dual, porém sua aplicação clínica é bastante reduzida devido à complexidade do seu sistema. Utiliza um procedimento de subtração por energia dual para eliminar componentes de tecido mole e uma subtração temporal para eliminar estruturas esqueléticas, obtendo uma imagem final com as vascularidades iodadas realçadas.

O sistema de digitalização e subtração que nós desenvolvemos pode ser usado sem nenhuma modificação para DSA por subtração temporal e para DSA por energia dual, desde que as imagens oriundas do sistema de raios-X sejam registradas num monitor gráfico. Além disso com alguma modificação, fundamentalmente aumentando o número de bancos de memória, pode ser utilizado para a realização de DSA híbrida.

DESENVOLVIMENTO

O aparato desenvolvido digitaliza as imagens oriundas de um sistema de raios-X resultantes de duas exposições feitas na presença ou não de material de contraste, dependendo se a técnica utilizada é subtração temporal ou subtração por energia dual. O protótipo foi projetado para ser compatível com aparelhos de raios-X fluoroscópicos que utilizam sistemas de intensificadores de imagem/monitores de T.V., os quais trabalham com sinais de vídeo composto do tipo interlaçado.

Após a digitalização (6 bits), as imagens são armazenadas em dois bancos de memória e subtraídas pixel a pixel por comparação. A imagem resultante é armazenada em um terceiro banco de memória (memória gráfica), convertida em sinal analógico sincronizado e lançada no terminal de vídeo.

A digitalização das imagens é feita por colunas, sendo uma coluna digitalizada a cada dois pulsos de sincronismo de campo do sinal de vídeo. O sistema possui uma resolução de 450 linhas por 320 colunas, o conversor utilizado é o ADC 0800 (Texas) e a conversão é feita a uma taxa de 14400 amostras por segundo. O sistema possui um diagrama em blocos como mostrado na figura 1.

Todo o processo de digitalização é comandado por uma unidade de temporização que utiliza os sinais de sincronismo de linha e de campo do sinal de vídeo, e o sinal de um oscilador a cristal com frequência de 8MHz.

A unidade de temporização é composta basicamente por dois contadores e por um comparador que gera um pulso de saída quando os contadores apresentam valores iguais. Um dos contadores é incrementado a cada dois pulsos de sincronismo de campo, armazenando o número desses pulsos decorridos desde o início do processo de digitalização. O outro contador conta os pulsos provenientes do oscilador a cristal. A comparação é feita por um comparador de magnitude que possui duas entradas e gera uma saída quando ambas apresentam o mesmo valor lógico. O contador dos pulsos do oscilador é ressetado pelo pulso de sincronismo de linha. O período do oscilador é aproximadamente 125 nanossegundos, permitindo ao contador fazer um ciclo de contagem em aproximadamente 40 microssegundos, que correspondem à duração da informação da imagem na linha de vídeo.

O comparador de magnitude produz uma saída quando os dois contadores estão iguais, gerando então um único pulso de 125 nanossegundos de duração por linha, o qual se desloca com avanço do contador de campo. Esse sinal é utilizado por um circuito de amostragem e retenção que faz uma amostra de cada linha a cada dois campos, ou seja, nos dois primeiros campos é feita a primeira amostra de cada linha, nos dois seguintes a segunda de cada linha e assim sucessivamente até varrer toda a imagem.

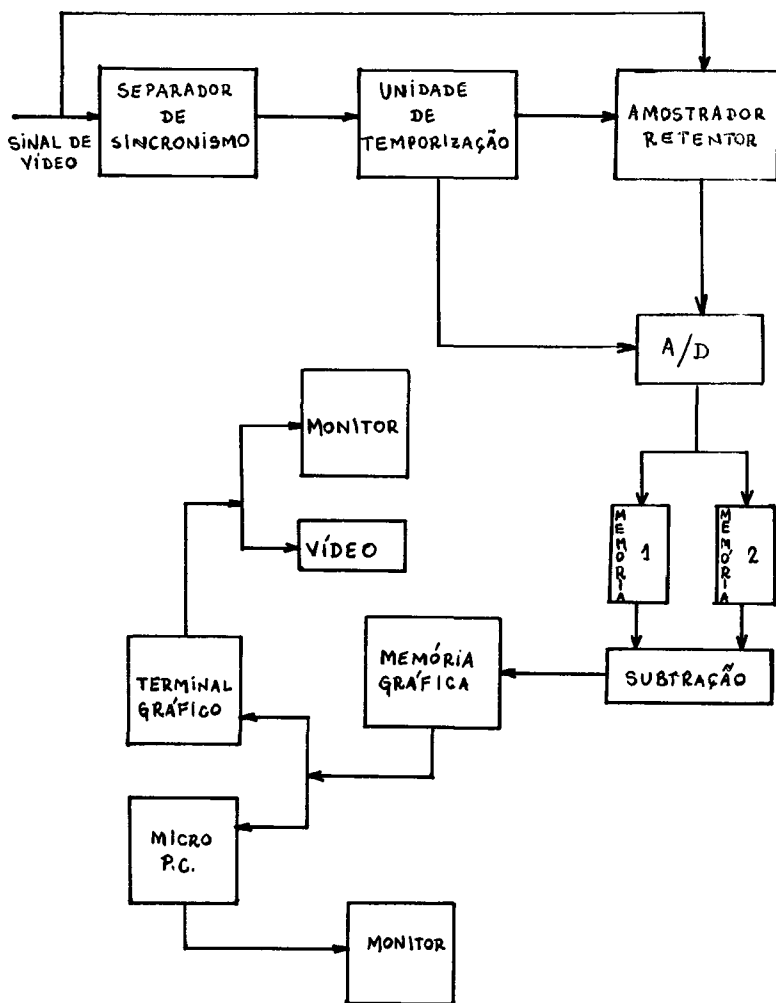


Figura 1. Diagrama em Blocos do Sistema

Os sinais de sincronismo de campo e de linha do sinal de vídeo são obtidos através de um circuito separador de sincronismo feito com comparadores de amplitude e monoestáveis.

O circuito de amostragem e retenção é constituído basicamente de uma chave analógica, que se fecha ao comando do sinal de saída da unidade de temporização e de um capacitor de retenção que armazena o valor da amostra obtida nesse instante.

O capacitador de retenção está ligado ao conversor A/D que transforma o sinal analógico em digital e tem sua saída ligada aos bancos de memórias que armazenam os sinais digitais.

As saídas das memórias estão ligadas a comparadores de magnitude, os quais fazem a subtração das imagens por comparação. A comparação é feita pixel a pixel, caso as informações digitais sejam diferentes uma lógica grava na memória gráfica um pixel semelhante ao pixel do endereço correspondente na imagem digitalizada obtida a partir da exposição feita na presença de material de contraste. Caso as informações sejam iguais é gravado no mesmo local da memória gráfica um pixel correspondente a intensidade ótica do fundo da imagem digitalizada. Um circuito de correção permite uma margem de tolerância entre os pixels comparados.

Após todos os pixels serem comparados a imagem diferença está totalmente gravada na memória gráfica e pronta para ser convertida em sinal analógico sincronizado e visualizada no monitor.

Existem dois caminhos possíveis para a visualização da imagem final: através do monitor de um micro da linha P.C., ou através de um monitor ligado a um terminal gráfico. O micro está ligado ao sistema através de uma interface paralela 8255, e permite além da visualização, o tratamento via software da imagem final. O terminal gráfico, desenvolvido por Ruggiero (1983), é controlado por um microprocessador 8085 e faz a reconstrução da imagem utilizando varreduras por rastro. Este dispositivo permite que a imagem final seja gravada em vídeo tape e visualizada em monitor sem necessitar de um micro computador, o que torna o sistema como um todo mais barato.

RESULTADOS

O tempo de conversão para aquisição de dados é limitado pelo conversor A/D utilizado, sendo aproximadamente igual a 10 segundos para uma imagem completa. Por isso, o aparato deve ser empregado preferivelmente na digitalização de imagens estáticas ou com variação lenta no conteúdo.

O sistema foi testado inicialmente com duas imagens, uma contendo um maço de cigarros e um cinzeiro e a outra contendo somente o cinzeiro. As imagens foram obtidas com uma câmera de vídeo e gravadas em uma fita de vídeo cassete. Após digitalização e subtração das imagens obtivemos uma imagem final contendo somente o maço de cigarros, embora tenhamos constatado a presença de ruído.

Em seguida simulamos a digitalização de imagens contendo estruturas vasculares, para testar a resolução do sistema através do tamanho da menor estrutura identificável na imagem final. A simulação foi feita utilizando uma superfície branca sobre a qual foram colocados alguns fios de tamanho e cores diferentes simulando vasos sanguíneos com e sem contraste. A resposta do sistema permitiu identificar estruturas com diâmetro mínimo de 3,5 mm, apesar da imagem final apresentar um certo borramento.

A resolução do sistema pode ser melhorada aumentando-se o número de amostras tomadas por linha e o número de bits representativos por amostra.

AGRADECIMENTOS

À FAPESP e ao PADCT pelo apoio dado ao projeto.

REFERÊNCIAS

- FOX, S.H., VOLZ, D.J. (1984), "Hybrid and Cardiac DSA Systems", AAPM Annual Summer School, pag. 387
- MISTRETTA, C.A. (1984), "Digital Radiography - A Search for Better Images" , AAPM Annual Summer School, pag. 337
- RUGGIERO, C.A. (1983), "Projeto e Construção de um Terminal de vídeo Gráfico", dissertação apresentada no Instituto de Física e Química de São Carlos , USP, para obtenção do título de mestre em Física Aplicada.

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF A DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEM

The present work describes the development of a digital radiography system to be used in Digital Subtraction Angiography (DSA). The clinical application modes are also explained.