

2

Imagens Médicas e Anatomia do Fígado

Neste capítulo são apresentados os tipos de dados utilizados neste trabalho e a anatomia do fígado, de onde foram retiradas todas as heurísticas adotadas para segmentação e identificação do fígado e suas estruturas.

2.1

Anatomia do Fígado

O fígado é a maior víscera do corpo humano, correspondendo a 1/50 do peso corporal em adultos e 1/20 do peso corporal de um neonato (Triviño03). Situa-se no quadrante superior direito do abdômen (figura 2.1), aderido à superfície inferior do diafragma. É, essencialmente, uma massa de células permeada por um complexo mas organizado sistema de canais que transportam o suprimento sanguíneo e a bile.

O fígado é uma glândula complexa que possui duas descrições distintas, se considerarmos os aspectos morfológicos ou os aspectos funcionais.

Morfológicamente, ou seja, da maneira como o órgão é visto durante uma cirurgia, o fígado apresenta 4 lobos: dois maiores e dois menores. Os dois maiores, direito e esquerdo, são separados pela fissura umbilical na face inferior e pelo ligamento falciforme na face ântero-superior, conforme ilustrado na figura 2.2. Há uma clara diferença de volume entre os dois lobos com predomínio do direito sobre o esquerdo. Na face inferior do lobo direito, a fissura transversa, região onde penetram no parênquima hepático os ramos da veia porta, da artéria hepática e os ductos biliares, delimita dois pequenos lobos, um anterior, conhecido como lobo quadrado e outro posterior, conhecido como lobo caudado ou de Spiegel (Triviño03).

Já anatomia funcional do fígado é bastante diferente, e as divisões e nomenclatura propostas por Couinaud (Couinaud57) foram adotadas neste trabalho. Funcionalmente, o fígado é dividido em dois hemifígados (figura 2.3), conhecidos como fígados direito e esquerdo, os quais, por sua vez, são divididos em setores e segmentos, que são definidos pelas veia porta e hepáticas. Diferentes dos lobos direito e esquerdo da anatomia morfológica, os lobos definidos funcionalmente são absolutamente individualizados no que

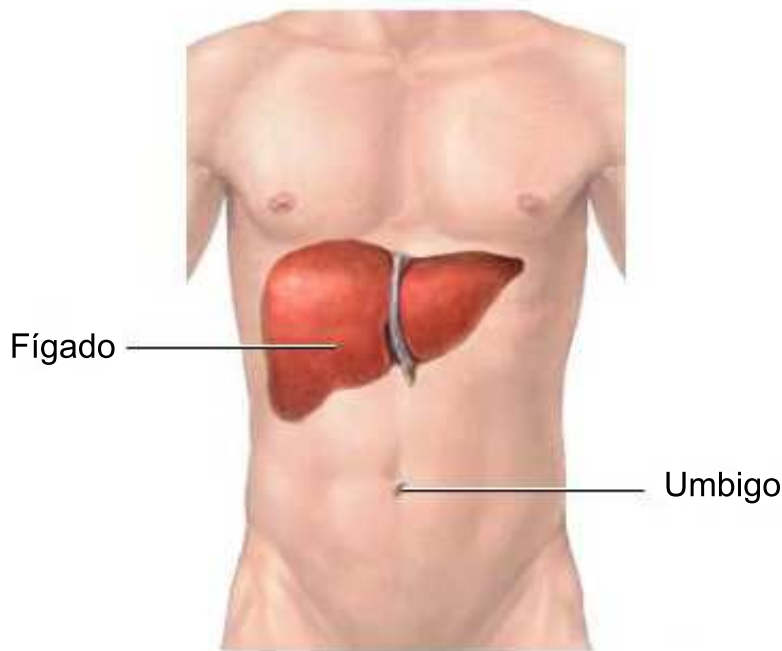


Figura 2.1: Localização do Fígado.

diz respeito aos fluxos portal e arterial, drenagem biliar e drenagem venosa (Triviño03). A linha que divide o fígado nos hemofígados esquerdo e direito é definida pela veia hepática média.

Couinaud (Couinaud57) foi além e propôs a divisão do fígado em 8 subsegmentos funcionais, definidos de acordo com a sua posição em relação à veia porta, e às veias hepáticas:

- Segmento I = setor dorsal ou segmento dorsal ou lobo de Spiegel
- Segmento II = setor lateral
- Segmento III = porção medial do setor medial
- Segmento IV = porção lateral do setor medial
- Segmento V = porção inferior do setor anterior
- Segmento VI = porção inferior do setor posterior
- Segmento VII = porção superior do setor posterior
- Segmento VIII = porção superior do setor anterior

Conforme ilustrado na figura 2.4, cada segmento tem seus limites definidos pelas veias hepáticas e pela veia porta, à exceção do segmento I, que é irrigado pela veia cava. Na figura o segmento IV, aparece dividido em duas seções a e b.

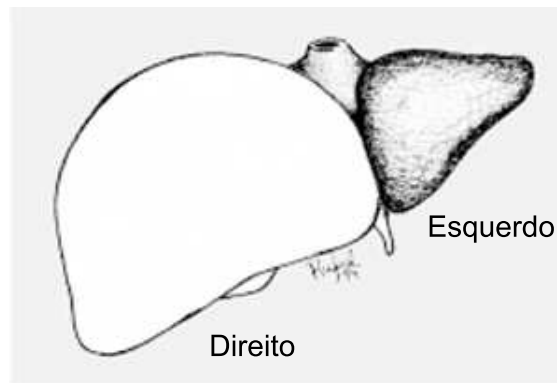


Figura 2.2: Anatomia Morfológica do Fígado: lobos esquerdo e direito.



Figura 2.3: Anatomia Funcional do Fígado: lobos esquerdo e direito.

O tratamento cirúrgico para retirada de nódulos do fígado normalmente consiste da retirada dos segmentos funcionais afetados pelos nódulos. Portanto a definição precisa destes segmentos oferece uma informação relevante para o planejamento cirúrgico do paciente, e este trabalho utilizará estas informações anatômicas na modelagem do método de segmentação e identificação das regiões de Couinaud em imagens de TC.

2.2

Tomografia Computadorizada

Neste trabalho foram utilizadas séries de imagens de TC helicoidal como fonte de informação. A TC pode ser definida como um exame radiológico - obtido através de emissão de raios X - exibido através de imagens tomográficas finas de tecidos e conteúdo corporal, obtidas utilizando-se reconstruções matemáticas assistidas por computador a partir de dados dos sensores do tomógrafo, e chamadas de tomos (Bontrager96).

Na TC os raios X são captados por detectores de fótons após atravessarem o corpo. Ambos os detectores e fonte de radiação são deslocados de forma a realizar a varredura completa do paciente sem que este se mova. Desde a

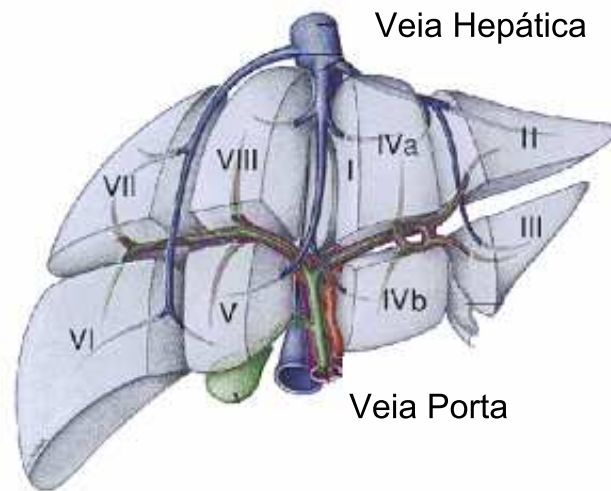


Figura 2.4: Anatomia Funcional do Fígado: segmentos de Couinaud.

introdução da varredura por TC na prática clínica, no início da década de 1970, os sistemas de equipamentos evoluíram, e cada nova geração de scanners procurou diminuir o tempo de varredura e o tamanho do intervalo entre cada tomo de imagem reproduzida. Com isso visavam obter resultados mais precisos e ao mesmo tempo ter uma imagem mais fiel do corpo humano no momento do exame. Neste projeto foram utilizadas imagens obtidas por scanners de TC por volume. Este modelo de scanner foi criado no início da década de 90.

As informações tridimensionais são apresentadas na forma de uma série de cortes finos da estrutura interna da parte a ser analisada. Para tal, o feixe de raios X é rigorosamente colimado para um corte específico por vez, não havendo superposição da imagem por anatomia sobrejacente. Além disso, não há degradação da imagem por radiação secundária e difusa de tecidos fora do corte.

Devido a sensibilidade da TC na diferenciação de tipos de tecido, ela auxilia no diagnóstico diferencial de alterações, tais como uma massa sólida de um cisto ou, em alguns casos, um tumor benigno de um tumor maligno. Esta diferenciação é relacionada à densidade do tecido analisado, que define o quanto este tecido absorve do raio incidente. Desta forma é possível fazer um mapeamento da densidade dos tecidos internos e com isso conseguir alguma representação dos tecidos internos de modo não invasivo.

A TC permite a manipulação e o ajuste da imagem após o término da varredura, uma vantagem própria da tecnologia digital. Esses ajustes podem ser realizados em características básicas tais como: ajustes de brilho, realce de bordas e ampliação de áreas específicas (zoom), além do ajuste de contraste ou de escala de cinza (chamado de "ajuste de janela") para melhor visualização



Figura 2.5: Tomografia Computadorizada da região abdominal.

da anatomia de interesse. Na radiografia convencional podem ser diferenciados tecidos que tenham pelo menos 10% de diferença em densidade, enquanto na TC é possível detectar diferenças de 1% ou menos de densidade entre tecidos.

Após a captação dos raios X, é determinado o coeficiente de atenuação relativamente linear para cada elemento de volume, comumente chamado de voxel (volume element), através de algoritmos específicos. Estes são então representados na matriz de exposição e convertidos a uma escala numérica específica denominada números de TC, que originalmente era chamada de unidade Hounsfield, em homenagem a G. N. Hounsfield, um cientista pesquisador inglês que, em 1970, produziu a primeira varredura de TC craniana.

Os matizes de cinza são então relacionados aos números de TC, resultando em uma imagem tomográfica em escala de cinza onde são utilizadas como referências principais a água, cujo valor atribuído é 0 (zero); o osso cortical denso que tem um valor de +1.000, ou até +3.000 em alguns scanners modernos; e o ar, que produz a menor quantidade de atenuação, e tem o valor de -1.000. Entre os dois extremos (o osso cortical denso e o ar) encontram-se os tecidos e substâncias, que possuem diferentes números de TC de acordo com sua atenuação. Os scanners são então calibrados respeitando os valores destes pontos principais. A imagem 2.5 ilustra uma tomografia da região abdominal.

2.2.1

Padrão DICOM

Existem vários métodos diferentes de obtenção de imagens médicas, e mesmo ao se analisar um único método, como a TC, são vários os fabricantes e por conseqüência várias as pequenas diferenças no formato de cada exame. Como ocorre em diversas outras áreas de conhecimento, houve a necessidade da padronização na formatação da informação para possibilitar a troca confiável de informações entre diferentes especialistas para exames de TC (Bidgood97).

O DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) é um programa criado para implementar esta padronização. O padrão DICOM é constituído por uma série de regras internacionalmente aceitas para a comunicação de informações biomédicas, de diagnóstico e terapêuticas. Ele permite que imagens médicas e informações associadas à imagem, ao paciente e ao aparelho e ao instituto responsáveis pela aquisição, sejam trocadas entre equipamentos de imagem, computadores e hospitais, estabelecendo um padrão comum entre os equipamentos, objetivando a melhor eficiência no fluxo de dados.

O padrão DICOM foi desenvolvido pela indústria de imagem, representada por membros do NEMA (National Electric Manufacturers Association dos EUA) e pela comunidade de usuários de imagens médicas, como o American College of Radiology e o European Society of Cardiolgy. Esse processo vem ocorrendo há dez anos, sendo que tal demora ocorreu devido às negociações entre as partes interessadas. Como resultado, foi criado o DICOM Standars Committee com a finalidade de se reunir três vezes por ano e propor mudanças para o padrão de forma a adaptá-lo às novas necessidades.