

Segmentação e Análise do Ventrículo Esquerdo em Imagens do Coração usando Ferramentas de Acesso Livre

Samuel Silva, Joaquim Madeira, Beatriz Sousa Santos, Augusto Silva
DETI / IEETA — Universidade de Aveiro

sss@ua.pt, jmadeira@ua.pt, bss@ua.pt, agosto.silva@ua.pt

Resumo

Este artigo apresenta um método de segmentação do ventrículo esquerdo a partir de imagens de angiografia coronária obtidas por tomografia computadorizada de múltiplos detectores. Apresenta também alguns resultados provenientes da análise das segmentações obtidas usando uma aplicação que está a ser desenvolvida pelos autores. É também proposto um pipeline de desenvolvimento e teste de métodos de processamento e análise de imagens médicas baseado nas ferramentas ITK, MeVisLab e MITK. Este pipeline, embora aqui apresentado com uma aplicação a uma tarefa concreta, pode ser utilizado noutras situações com vantagens ao nível da prototipagem rápida e do reaproveitamento do código desenvolvido para os métodos de processamento implementados.

Palavras-Chave

Ventrículo esquerdo, MDCT, Segmentação, ITK

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos diversos métodos de segmentação do ventrículo esquerdo têm sido propostos na literatura [Sur00], partindo de diferentes modalidades de imagem e com abordagens que variam desde os métodos 2D (por exemplo, Jolly et al. [Jol06]) até métodos mais complexos, baseados em modelos (por exemplo, Zheng et al. [ZBG⁺08]).

Tal como observado por Cury et al. [CNS⁺07], o potencial da actual tecnologia de diagnóstico, de que são exemplo os *scanners* de tomografia computadorizada de múltiplos detectores (*Multiple Detector-Row Computerized Tomography (MDCT)*), está ainda pouco explorado e torna-se vital que surjam avanços, quer ao nível de novos parâmetros de auxílio ao diagnóstico que possam ser automaticamente determinados, quer ao nível das ferramentas que permitam ter uma visão mais ampla e informada da imensa quantidade de dados disponibilizada.

Tendo como objectivo explorar o cálculo de diferentes parâmetros que caracterizem os dados do ventrículo esquerdo e diferentes técnicas de visualização, os autores têm desenvolvido trabalho tendo por base exames de angiografia coronária usando *MDCT* e contendo informação sobre 12 fases uniformemente distribuídas ao longo do ciclo cardíaco.

Infelizmente, tanto quanto nos foi possível verificar, não está disponível para uso livre um método de segmentação do ventrículo esquerdo que possa ser aplicado aos exames de que dispomos para daí extrairmos a informação relevante para o nosso trabalho. Por tal motivo foi deci-

dido desenvolver um método de segmentação que se pretendeu que fosse o mais automático possível e que segmentasse a parede interna (endocárdio) e externa (epicárdio) do ventrículo esquerdo para as diferentes fases disponíveis do ciclo cardíaco.

Este artigo descreve o algoritmo de segmentação desenvolvido, assim como o conjunto de ferramentas de acesso livre utilizadas no processo. A secção 2 apresenta o método utilizado para segmentar o ventrículo esquerdo a partir de imagens de MDCT. A secção 3 descreve a implementação e o teste preliminar do método de segmentação utilizando a biblioteca ITK [ITK09] e a ferramenta MeVisLab [MeV09]. De seguida, na secção 4, é apresentado o desenvolvimento de um primeiro protótipo de uma aplicação, usando a biblioteca MITK [MIT09, WVW⁺05], que inclui o método de segmentação desenvolvido e permite a visualização e análise das segmentações e de diferentes dados caracterizadores da função do ventrículo esquerdo. Finalmente, são apresentadas as principais conclusões e algumas linhas de trabalho futuro.

2. SEGMENTAÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO

Os exames de MDCT de que dispomos são compostos por 12 volumes do coração com resolução de $512 \times 512 \times 256$ obtidos ao longo do ciclo cardíaco. Durante os exames, um agente contrastante é injectado na corrente sanguínea de forma a melhorar o contraste das artérias coronárias e do ventrículo esquerdo (VE).

Apresentam-se, de seguida, as características principais

do método de segmentação do ventrículo esquerdo desenvolvido. Em traços gerais, a segmentação processa-se em duas fases. Numa primeira fase (figura 1) é determinado o eixo principal do ventrículo esquerdo e efectuada a segmentação da fase do ciclo cardíaco com melhor qualidade (em geral a correspondente a 60% do ciclo cardíaco, encontrando-se o coração em diástole, e durante a qual é aplicada uma maior quantidade de radiação). As segmentações obtidas são usadas, numa segunda fase, para auxiliar a segmentação do VE nas restantes fases cardíacas (figura 4).

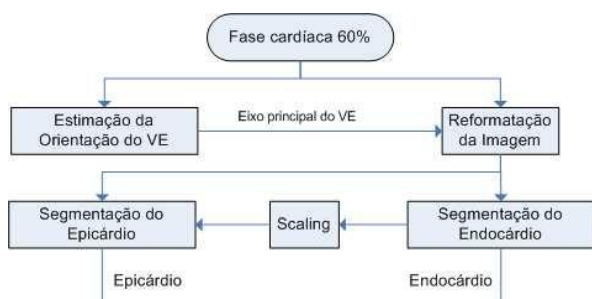


Figura 1. Sequência de operações para a segmentação do VE na fase usada como referência.

2.1. Determinação do Eixo Principal

É necessário estimar a orientação do ventrículo esquerdo de forma a efectuar a segmentação ao longo do seu eixo principal. Das 12 fases cardíacas disponíveis em cada exame foi utilizada a correspondente a 60% do ciclo cardíaco, já que possui uma qualidade de imagem superior às restantes. Isto deve-se ao facto de ser uma fase diastólica em que o movimento estrutural é pouco significativo e uma dose mais elevada de radiação é utilizada para assegurar melhor qualidade de imagem para análise das artérias coronárias.

Para estimar a posição do VE é analisada uma secção coronal ao nível mid-ventricular. Depois de aplicar *thresholding* [Pra07] é efectuada uma procura de regiões activas ao longo dessa secção, da direita para a esquerda. A primeira região encontrada com uma área significativa (de forma a excluir regiões relacionadas com as artérias coronárias ou os pulmões) é considerada parte do VE. Finalmente, o centróide dessa região é calculado para ser posteriormente usado como referência na segmentação das restantes secções do VE. O centróide calculado é ainda usado como semente de um algoritmo de *region growing* [Pra07] tridimensional de forma a eliminar regiões activas que não se relacionem com o VE. Isto é vantajoso para a detecção das secções do VE perto do apex, já que para essas a área não é um critério passível de ser utilizado evitando, assim, erros devidos às costelas ou pulmões.

O resultado do *region growing* tridimensional é depois processado secção a secção, na direcção coronal, do apex para a base do VE. Cada secção é percorrida da direita para a

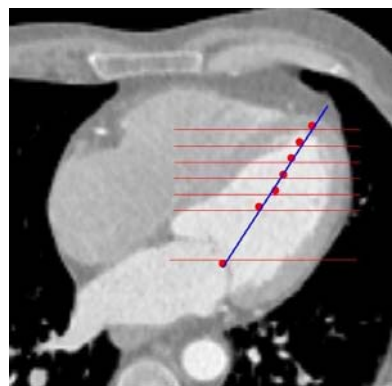


Figura 2. Estimação do eixo principal do VE com base em informação do endocárdio recolhida usando diferentes secções na direcção coronal.

esquerda até que seja encontrada uma região activa. Para minimizar os riscos de escolha de regiões que não façam parte do VE é escolhida uma região que esteja próxima do centróide de referência previamente determinado. Segue-se a aplicação de *region growing 2D* e *hole filling* [Pra07] de forma a assegurar que as regiões que correspondem aos músculos papilares são preenchidas.

Para detectar a secção de paragem (no plano da válvula mitral) é analisado o pixel mais à esquerda de cada uma das regiões que vão sendo segmentadas. Se se observar uma variação brusca para a esquerda, significa que se atingiu a região de ligação do VE com a aorta. A partir desse momento procura-se por uma variação brusca para a direita. Essa variação indica que se está na região de entrada na aurícula esquerda (região da válvula mitral) pelo que se termina o processo de segmentação.

Finalmente, os centróides da primeira (perto do apex) e última (na região da válvula mitral) regiões segmentadas são usados para determinar o eixo principal do VE. A figura 2 ilustra o procedimento seguido.

O eixo principal é depois usado para efectuar uma reformatação multi-planar da imagem de modo a que nas próximas fases da segmentação se faça uma análise usando secções normais a esse eixo.

2.2. Segmentação da Fase de Referência

Uma vez determinado o eixo principal do VE, a segmentação passa a fazer-se usando secções ao longo do mesmo.

Utilizando a fase correspondente a 60% do ciclo cardíaco (tal como referido, devido à melhor qualidade de imagem) o endocárdio é segmentado usando um método similar ao utilizado para determinar o eixo principal do VE. Uma secção mid-ventricular é usada para determinar o centróide de referência e também o raio de referência para o endocárdio (raio máximo encontrado). Um algoritmo de *region growing* tridimensional, usando o centróide de referência como semente, é utilizado para eliminar à partida

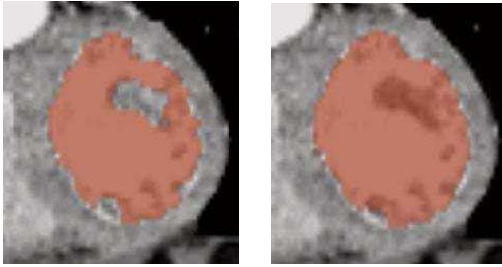


Figura 3. Exemplo da região segmentada numa das secções analisadas do VE antes (a) e depois (b) da aplicação do algoritmo de *hole filling* para preencher as regiões relacionadas com os músculos papilares.

algumas regiões relacionadas com os pulmões e costelas. As restantes secções do ventrículo, após o *region growing*, são analisadas partindo do apex para a base, ao longo do eixo principal, procurando por regiões activas próximas do centróide de referência. A cada uma dessas regiões é depois aplicado um algoritmo de *hole filling* para preencher os buracos no interior da região segmentada devidos aos músculos papilares, tal como se ilustra na figura 3.

A segmentação termina quando se encontra uma secção em que o raio máximo da região segmentada é significativamente diferente do raio de referência calculado anteriormente (critério válido apenas para secções acima da secção mid-ventricular usada como referência).

2.3. Segmentação de Todo o Exame

Após a segmentação da fase de referência, esta é usada para definir volumes de interesse que facilitam a segmentação do endocárdio e epicárdio para as restantes fases do ciclo cardíaco (figura 4).

Para segmentar o endocárdio é aplicado um factor de escala ao endocárdio de referência (de forma a englobar um volume de sangue ligeiramente maior na fase correspondente ao fim da diástole) e este é usado como máscara na definição de um volume de interesse ao qual se aplica *thresholding*. Uma vez que, com a contracção do VE, a posição da válvula mitral muda, torna-se necessário, para cada fase segmentada, estimar de novo a sua posição. Isso é mais uma vez conseguido calculando o raio do endocárdio de cada fase numa secção mid-ventricular e detectando uma variação significativa do mesmo nas secções acima desta.

A segmentação do epicárdio é um pouco mais complexa, uma vez que se verifica uma variação do intervalo de cinzentos associado a esta região entre fases de um exame e entre exames. Por outro lado, existem regiões da imagem, nomeadamente as adjacentes à região septal do VE (interior do ventrículo direito), que apresentam níveis de cinzento no mesmo intervalo. Estes factores tornam importante a definição de um volume de interesse o mais apertado possível e de um intervalo de níveis de cinzento adequado para cada situação, de forma a minimizar erros da segmentação. Isto é conseguido determinando o raio do

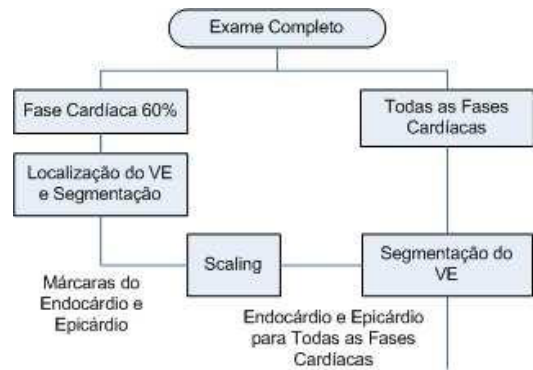


Figura 4. Sequência de operações para a segmentação do VE em todas as fases cardíacas presentes no exame MDCT.

epicárdio em cada uma das fases, de modo a determinar um factor de escala adequado para a máscara que define o volume de interesse, e recolhendo pontos ao longo do epicárdio (na vizinhança do endocárdio) de modo a determinar o intervalo de cinzentos correspondente.

3. IMPLEMENTAÇÃO E TESTE

A implementação do método acima descrito foi efectuada usando a biblioteca ITK [ITK09]. Esta biblioteca disponibiliza diversos filtros para leitura, acesso aleatório, escrita e processamento de imagens multi-dimensionais tais como *thresholding*, *region growing* e suavização.

Uma vez que a ITK não disponibiliza funcionalidades de visualização, necessárias para avaliar os resultados obtidos nas diferentes fases do método de segmentação e para tornar mais expedita a avaliação da influência de diferentes parâmetros nos resultados finais, verificou-se ser importante utilizar uma plataforma de suporte que permitisse uma prototipagem rápida dessas funcionalidades. Existe um conjunto de ferramentas, também usualmente conhecidas por *application builders*, que podem ser usadas para esse fim. Estas ferramentas permitem desenvolver métodos de processamento e visualização de imagem através de um ambiente gráfico que possibilita a construção de uma rede composta por módulos de processamento interligados entre si. Exemplos destas ferramentas são o SciRun [SCI09], o MeVisLab [MeV09], o DeVIDE [DeV09] e o XiP [XIP09]. Após uma análise de cada uma destas ferramentas foi escolhido o MeVisLab pela sua boa usabilidade e pela quantidade de funcionalidades de visualização nativas disponibilizadas.

O MeVisLab disponibiliza diversos módulos para visualização de imagens, incluindo os usuais planos ortogonais sincronizados, sobreposição de máscaras sobre as imagens ou visualização 3D usando *volume rendering* ou *surface rendering*. Por exemplo, uma visualização de dados correspondentes a estados intermédios da segmentação usando planos ortogonais é facilmente obtida adicionando um novo módulo à rede e ligando gráfica-

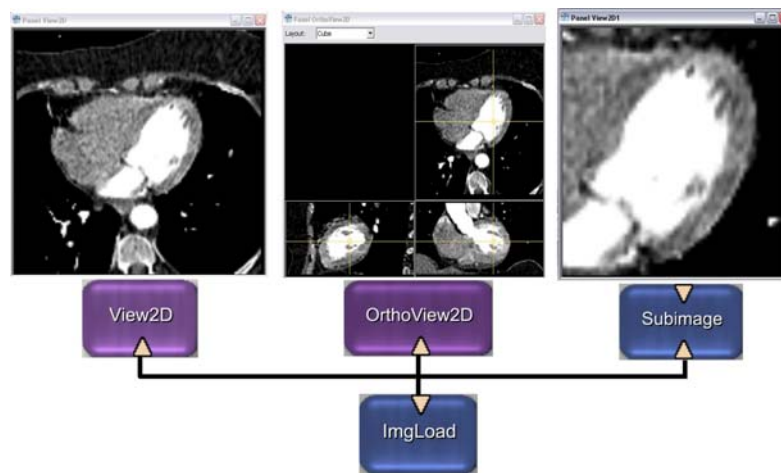


Figura 5. Três módulos de visualização disponíveis no MeVisLab e possibilitando visualização 2D, visualização usando três planos ortogonais (axial, sagital e coronal) e visualização de uma região específica da imagem.

mente a sua entrada aos respectivos dados, o que torna todo o processo de desenvolvimento e teste mais expedito. A figura 5 apresenta três exemplos de funcionalidades de visualização disponíveis no MeVisLab.

Para integração do método de segmentação proposto no MeVisLab foi desenvolvido um módulo de processamento tal como se mostra na figura 6. O *overhead* relacionado com o desenvolvimento de um módulo para o MeVisLab é pequeno dado que o código ITK é usado sem alterações.

O método de segmentação proposto não foi completamente implementado usando uma rede de módulos de processamento nativos do MeVisLab já que este, apesar de disponibilizar grande parte dos filtros da ITK, não possibilita uma maneira simples de os articular como era pretendido.

A figura 7 mostra alguns resultados das segmentações conseguidas usando *surface rendering*.

3.1. Avaliação Preliminar

Para avaliar o método de segmentação proposto e de forma a guiar futuros melhoramentos foi efectuada uma avaliação qualitativa dos resultados obtidos.

Apesar do método proposto segmentar o endocárdio e epicárdio para todas as fases do ciclo cardíaco presentes no exame, apenas foram avaliadas as segmentações para três fases: o final da sístole e o final da diástole (cuja informação é importante para o cálculo de parâmetros como a fracção de ejeção [KHK⁺05]), e a fase correspondente a 60% do ciclo cardíaco e que é usada como referência para a segmentação das restantes fases.

O método de segmentação proposto foi aplicado a vários exames do coração e foi pedido a técnicos de radiologia, com experiência na análise desse tipo de imagem, que comparassem as segmentações resultantes com as que usualmente obtêm nas *workstations* que usam, por exemplo a TeraRecon Aquarius [Ter09]. Os resultados desta primeira análise qualitativa revelaram que

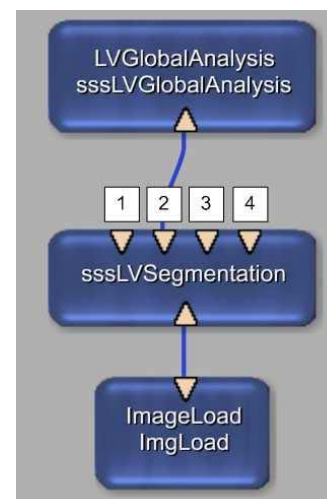


Figura 6. Rede incluindo um módulo de leitura de imagens disponibilizado pelo MeVisLab e dois módulos desenvolvidos especificamente para segmentação (*sssLVSegmentation*) e cálculo dos volumes de sangue do VE (*sssLVGlobalAnalysis*). As saídas numeradas disponibilizam acesso a 1–endocárdio segmentado para a fase de referência; 2–endocárdio segmentado para todas as fases; 3–epicárdio segmentado para todas as fases e 4–fase de referência numa vista de eixo menor do VE.

as segmentações obtidas usando o método proposto são similares a primeiras segmentações obtidas usando outras *workstations*, principalmente no que se refere ao endocárdio.

Após estes primeiros resultados encorajadores foi pedido aos técnicos de radiologia que avaliassem as segmentações obtidas usando o método de segmentação proposto como se estas fossem já segmentações finais. Com esta avaliação pretendemos averiguar da quantidade de edição necessária para utilizar essas segmentações para fins de diagnóstico.

Uma aplicação de suporte foi desenvolvida para esta avaliação, usando funcionalidades do MeVisLab, e que permite aos técnicos de radiologia efectuarem um conjunto de operações para uma mais correcta análise das segmentações, nomeadamente:

- Definição dos planos de visualização e análise de segmentações do VE, diferentes dos usuais planos ortogonais e que têm em conta o eixo principal do ventrículo esquerdo (do apex até ao centro da válvula mitral), de forma a visualizar o VE ao longo deste e usando planos que intersectam, em simultâneo, as quatro câmaras do coração (aurículas e ventrículos) ou as duas câmaras esquerdas (aurícula esquerda e ventrículo esquerdo);
- Escolha da fase a analisar (fim da sístole, fim da diástole ou 60% do ciclo cardíaco) e fácil mudança entre elas para análise da coerência das segmentações, por exemplo, no que respeita à inclusão dos músculos papilares;
- Variação do nível de transparência com que as segmentações aparecem de forma a permitir uma análise das regiões da imagem subjacentes;
- Visualização simples, ou em simultâneo, das segmentações do endocárdio e do pericárdio.

O aspecto geral da interface da aplicação desenvolvida pode ser observado na figura 8.

Os resultados desta avaliação preliminar indicaram que a segmentação do endocárdio é já bastante razoável, mesmo sem qualquer edição, sendo os problemas mais graves (i.e., que não permitem a utilização de algumas das segmentações para efeitos de diagnóstico) detectados na segmentação do epicárdio, principalmente por excesso na região septal e por defeito no apex. Mais detalhes sobre os resultados desta avaliação qualitativa podem ser encontrados em [SMSS09].

4. VISUALIZAÇÃO, EDIÇÃO E ANÁLISE

Após a fase inicial de prototipagem, e dada a necessidade de incluir funcionalidades de edição das segmentações, foi decidido utilizar a biblioteca MITK [MIT09, WWV⁺05] para desenvolvimento de uma aplicação. Testes preliminares de edição das segmentações usando o MeVisLab não

foram muito satisfatórios no que respeita ao desempenho e gestão da informação decorrente do processo de edição.

A biblioteca MITK proporciona um conjunto de ferramentas que permitem articular funcionalidades das bibliotecas ITK e VTK e suporta diversas *widgets* que facilitam o trabalho com imagens médicas, tais como:

- Visualização usando planos ortogonais sincronizados e planos oblíquos;
- Gestão das imagens e resultados do processamento (segmentações, superfícies) usando uma árvore de dados;
- Visualização de máscaras e superfícies em simultâneo por selecção numa lista;
- Edição de máscaras sobrepostas aos usuais planos ortogonais de visualização de imagens médicas (axial, sagital e coronal).

A MITK consegue lidar com os tipos de dados de imagem do ITK pelo que, mais uma vez, todo o *pipeline* de processamento desenvolvido em ITK foi usado sem grandes alterações. Para além disso, a MITK permite a criação de uma ferramenta completamente autónoma, o que não se passava com o MeVisLab. A figura 9 apresenta o aspecto geral da interface de utilizador da aplicação desenvolvida.

4.1. Segmentação e Visualização dos Dados Segmentados

Os dados de cada exame são carregados e as imagens correspondentes a cada fase do ciclo cardíaco são automaticamente separadas. Do algoritmo de segmentação resultam as máscaras das regiões segmentadas a partir das quais são criadas superfícies, usando o algoritmo *marching cubes*. Estes dados ficam disponíveis para visualização através de selecção numa lista. A figura 10 mostra, do lado esquerdo, a visualização, usando um plano perpendicular ao eixo principal do VE, da segmentação obtida. O contorno visualizado corresponde à superfície criada e que pode ser observada do lado direito da mesma figura.

As segmentações podem ser editadas em qualquer um dos planos ortogonais de visualização de modo a corrigir problemas.

Os dados resultantes da estimação do eixo principal do ventrículo esquerdo permitem fornecer uma primeira proposta de posicionamento dos diferentes planos de corte (que pode ser corrigida manualmente) de modo a que estes correspondam aos usualmente utilizados pelos técnicos de radiologia para análise do VE. Os planos de corte apresentados na figura 9 foram estimados pela aplicação.

4.2. Análise de Dados do VE

Tendo por base os dados segmentados é possível calcular diferentes parâmetros que caracterizam o VE e o seu comportamento ao longo do ciclo cardíaco, nomeadamente no que respeita à sua contracção, à espessura da sua parede

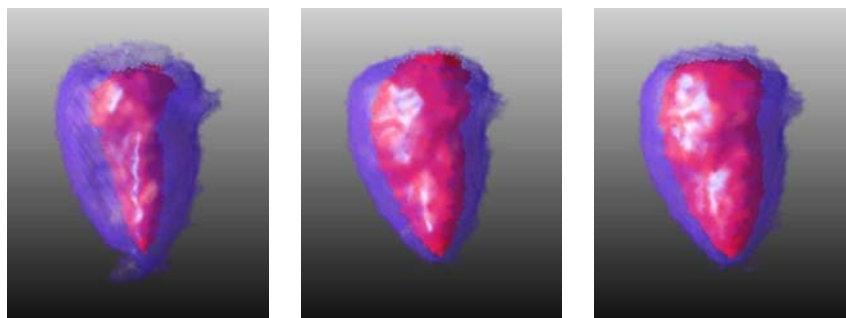


Figura 7. Modelos 3D das segmentações, obtidos usando *surface rendering*, com o endocárdio a vermelho e o epicárdio a azul ao qual se aplicou transparência. Da esquerda para a direita: fases correspondentes ao fim da sístole, a uma fase intermédia e ao fim da diástole.

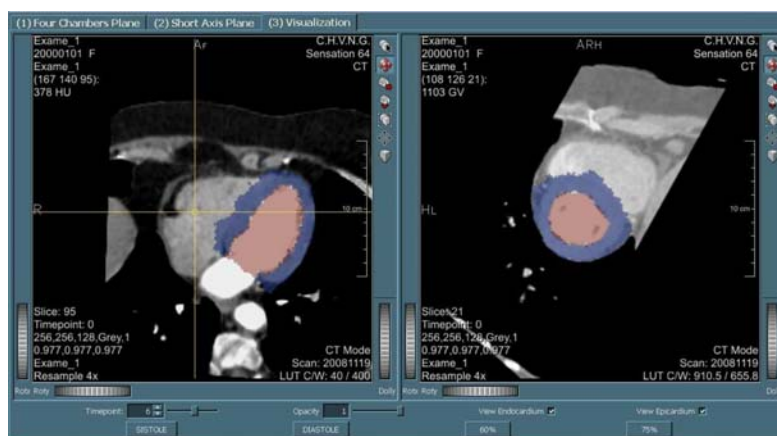


Figura 8. Aspecto geral da ferramenta desenvolvida para proporcionar um suporte à avaliação preliminar das segmentações fornecidas pelo método proposto. A segmentação do interior e da parede do VE são visualizadas usando uma vista das 4 câmaras (à esquerda) e do eixo menor do VE (à direita) definidas pelo radiologista.

e aos volumes regionais de sangue que, por sua vez, permitem calcular fracções de ejeção regionais.

Nesta secção ilustram-se os diferentes parâmetros determinados pela ferramenta que está a ser desenvolvida.

A análise do VE é usualmente efectuada dividindo o VE em 17 sectores. Começa-se por dividir o eixo principal do VE em três partes iguais: basal, mid-ventricular e apical. Cada uma dessas partes é depois dividida em torno do eixo principal em 6 sectores de 60º de amplitude (para a basal e mid-ventricular) e 4 regiões de 90º de amplitude para a apical. O sector final é atribuído ao apex. A figura 11 ilustra algumas das diferentes regiões em que se subdivide o VE.

Os dados referentes ao VE são usualmente visualizados usando diagramas *bull's-eye* [Wes05] (exemplos apresentados na figura 12) que contêm sectores de acordo com os 17 sectores do VE estando o círculo central associado ao apex e as restantes divisões (do centro para o exterior do diagrama) associadas à zona apical, mid-ventricular e basal respectivamente. Uma vez que neste momento não são calculados quaisquer parâmetros referentes ao apex este é

sempre apresentado nos diagramas usando a cor vermelha, à semelhança do que é feito em [Wes05].

As fases correspondentes ao fim da sístole e ao fim da diástole, importantes para a análise da função ventricular, são determinadas automaticamente já que correspondem à fase com menor volume de sangue e maior volume de sangue, respectivamente.

Na figura 12 são apresentados diagramas *bull's-eye* referentes ao raio do endocárdio (à esquerda) e à espessura da parede do VE (à direita) para as fases de fim de sístole e de fim de diástole. No que se refere à variação do raio do endocárdio, este é calculado, para cada uma das fases, tendo como referência o eixo principal do VE. Note-se que, tal como seria de esperar, a região onde o raio é mais pequeno (cor vermelha) é junto ao apex e que na sístole, fruto da contracção que ocorre, a região avermelhada se expande na direcção da região mid-ventricular com o desaparecimento das regiões em tons de azul (maior raio) observadas inicialmente na região basal e mid-ventricular. Para melhor se perceber a variação do raio do endocárdio, o diagrama apresentado na figura 13 mostra a variação relativa do raio

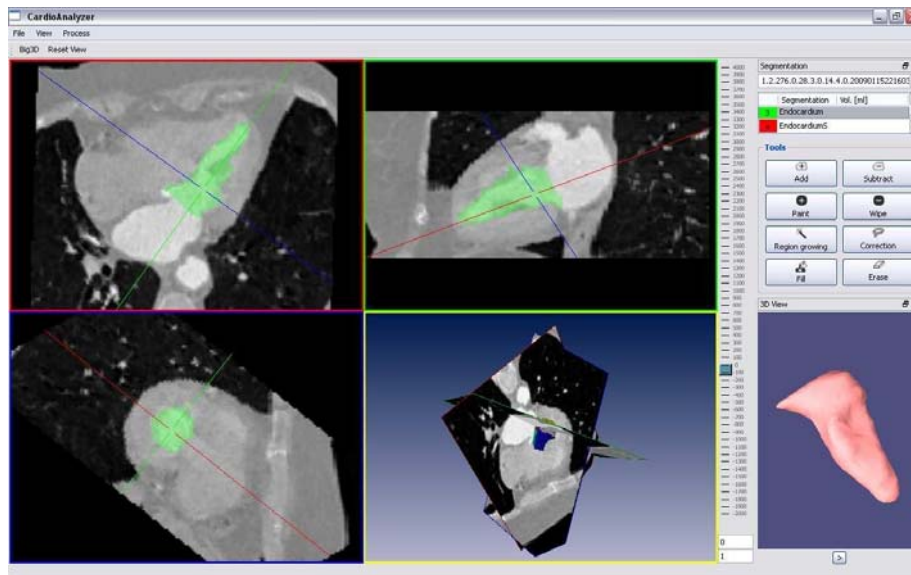


Figura 9. Aspecto geral da aplicação desenvolvida usando a biblioteca MITK. Os planos de corte apresentados foram estimados a partir dos dados segmentados de forma a apresentarem, tanto quanto possível, os planos usualmente utilizados para análise pelos técnicos.

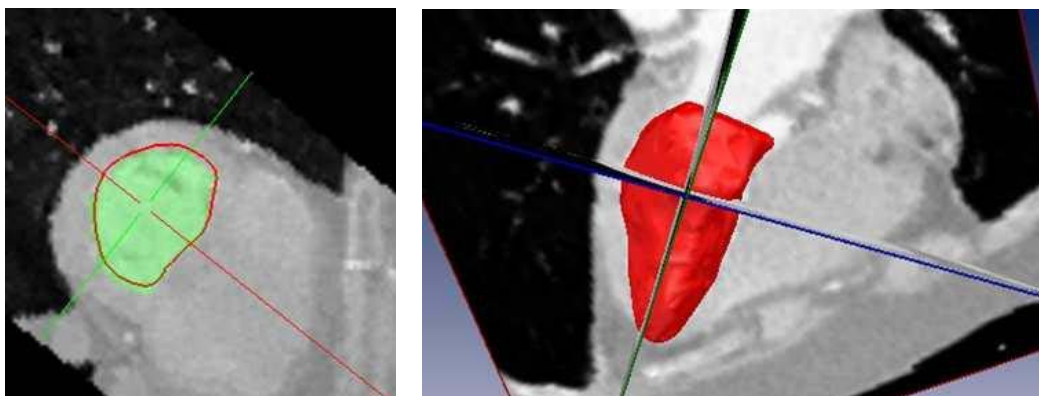


Figura 10. À esquerda, segmentação obtida para o endocárdio (num plano perpendicular ao eixo principal do VE), visualizada na aplicação desenvolvida usando a biblioteca MITK e apresentando o contorno correspondente à superfície criada no plano de observação. À direita, superfície criada a partir dos dados segmentados e visualizada em conjunto com a posição e conteúdo dos três planos de corte.

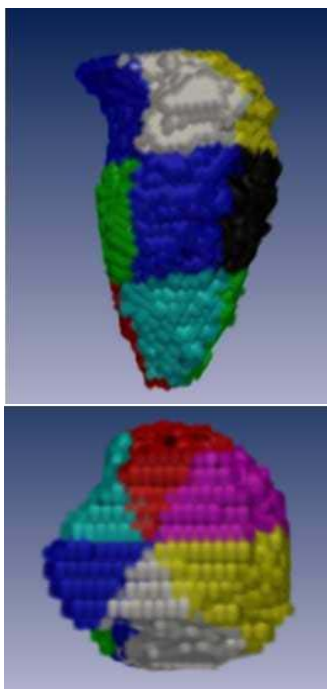


Figura 11. Endocárdio apresentando os diferentes sectores usados para análise. Em cima, de perfil e, em baixo, na região basal.

do VE, na fase de fim de sístole e tendo por base o raio verificado para a fase de fim de diástole usando a expressão

$$var = \frac{raio_{diast} - raio_{sist}}{raio_{diast}}$$

Este diagrama dá uma ideia mais clara da variação do raio durante a contracção, percebendo-se que há alterações significativas em todas as regiões, o que era, de algum modo, escondido pelo diagrama anterior em que apenas o valor absoluto do raio estava representado.

Do lado direito da figura 12 são apresentados dois diagramas *bull's-eye* para a espessura da parede do VE, nas fases de fim de sístole e fim de diástole, e que mostram uma maior dilatação da parede na proximidade da região basal, o que também é coerente com a elevada variação relativa do raio do endocárdio observada na figura 13.

A aplicação desenvolvida permite também o cálculo da fracção de ejeccção regional. Para o efeito, são determinados os volumes de sangue contidos em cada um dos 16 sectores em que está dividido o VE (não existe sangue no apex), nas fases de fim de sístole e fim de diástole, por contagem dos *voxels* e respectiva multiplicação pelo volume do *voxel*. Com base nesses valores de volume é calculada a fracção de ejeccção para cada um dos sectores usando a expressão:

$$FE = \frac{V_{diast} - V_{sist}}{V_{diast}}$$

Uma fracção de ejeccção alta para um sector indica que uma

percentagem elevada de sangue foi bombeada desse sector durante a sístole indicando uma boa função ventricular. A figura 14 mostra um diagrama da fracção de ejeccção calculada. Como se pode verificar, todos os sectores apresentam valores elevados.

5. CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

Este artigo apresenta um algoritmo de segmentação do ventrículo esquerdo, implementado usando a biblioteca ITK, e um primeiro protótipo de uma ferramenta de análise dos dados segmentados implementada usando a biblioteca MITK. Esta ferramenta permite a visualização dos dados usando os usuais planos ortogonais ou outros, definidos pelo utilizador, assim como diferentes diagramas apresentados informação relativa à variação do raio do endocárdio, espessura da parede do VE e fracção de ejeccção regional. A ferramenta apresentada disponibiliza ainda funcionalidades simples de edição das segmentações e permite a criação e visualização de superfícies com base nas mesmas.

O conjunto de ferramentas utilizado para implementação do método de segmentação, sua validação preliminar e subsequente análise foi fácil de articular já que o código ITK foi usado praticamente inalterado ao longo das diferentes fases. A utilização do MeVisLab como plataforma de prototipagem funcionou bastante bem e permitiu, por exemplo, a visualização de diferentes fases da segmentação em simultâneo, o que seria difícil de conseguir de forma expedita com outras ferramentas. A escolha da biblioteca MITK para desenvolvimento de um primeiro protótipo de aplicação para visualização e análise das segmentações revelou-se uma boa escolha, dada a forma como esta permite gerir todos os dados e a quantidade de funcionalidades nativas que apresenta.

O trabalho apresentado presta-se a ser melhorado em diversos aspectos. As capacidades de edição proporcionadas pelas funcionalidades existentes na biblioteca MITK permitem uma edição da segmentação usando os usuais planos ortogonais de visualização de imagens médicas (axial, sagital e coronal). No entanto, uma vez que os dados do ventrículo esquerdo são visualizados pelos técnicos de radiologia segundo planos com orientações diferentes (perpendicular ao eixo principal do ventrículo, abarcando aurícula esquerda e ventrículo esquerdo (2 câmaras) e abarcando as duas aurículas e os dois ventrículos (4 câmaras)) é necessário que a edição se possa também processar nesses planos, o que de momento não é proporcionado pelo MITK, pelo que se pretende colmatar essa falta. Pretende-se também melhorar as funcionalidades de edição de modo a que se possam efectuar em 3D.

O método de segmentação proposto já proporciona, de acordo com a avaliação preliminar efectuada, resultados bastante satisfatórios, principalmente no que respeita ao endocárdio, permitindo, com alguma confiança, o cálculo de vários parâmetros caracterizadores da função cardíaca (raio do endocárdio, fracção de ejeccção regional). Torna-se agora vital que, com a introdução de funcionalidades de

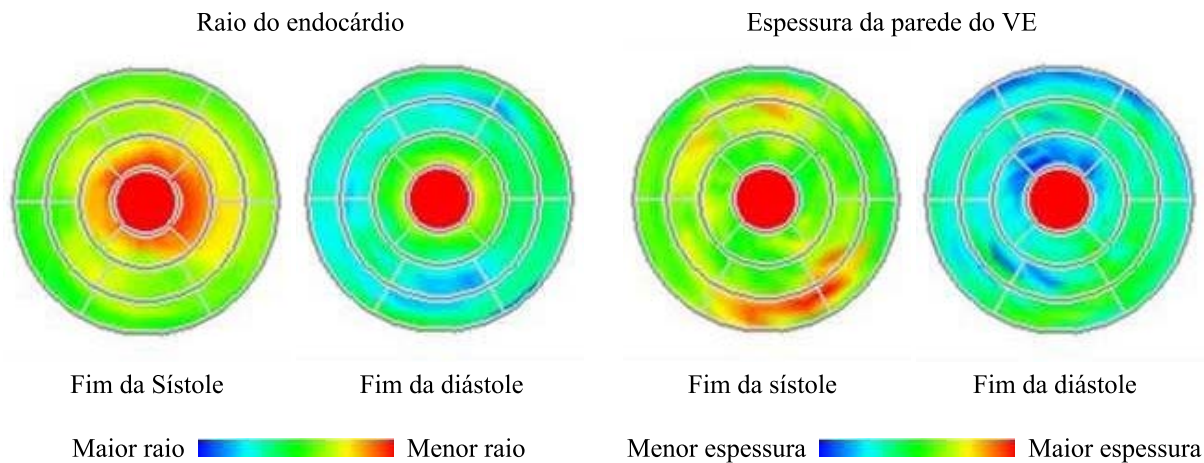


Figura 12. Diagramas *Bull's-eye* para o raio do endocárdio (à esquerda) e para a espessura da parede do VE (à direita) para as fases de fim de sístole e fim de diástole.

edição, se faça uma avaliação mais aprofundada de modo a contabilizar claramente os problemas existentes e a quantidade de trabalho para os eliminar (por edição ou por alteração do método), tendo em vista a garantia da fiabilidade dos dados usados nos cálculos e visualizações.

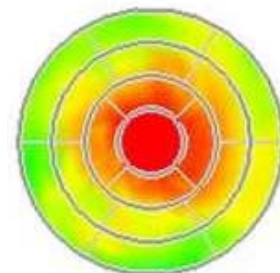
No que respeita aos diagramas *bull's-eye* parece-nos importante que seja incluída uma opção que possibilite o acesso à informação quantitativa neles representada, quer por sobreposição dos valores ao diagrama (por exemplo, da fracção de ejeccção regional) quer implementando uma sonda.

Para além dos melhoramentos que pensamos serem essenciais, o trabalho desenvolvido já permite pensar numa análise mais cuidada dos dados, nomeadamente explorando a evolução dos diferentes parâmetros (por exemplo, o raio do endocárdio) ao longo do ciclo cardíaco e usando os diagramas *bull's-eye* e gráficos apresentando as curvas de variação regionais desses parâmetros. Isto permitirá definir o que caracteriza um ciclo cardíaco normal e o que indicia a presença de patologias (forma das curvas, padrões de cor nos diagramas, etc.). Outro aspecto que poderá ser interessante abordar é o da utilização de uma escala de cor, nos diagramas *bull's-eye*, diferente da usual (arco-iris, com os problemas que pode trazer [SMSS07]) e avaliar a receptividade dos técnicos de radiologia e médicos a essas novas representações.

6. AGRADECIMENTOS

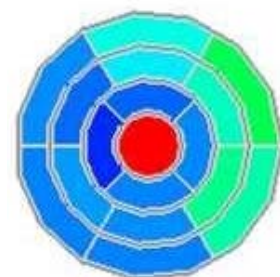
Os autores agradecem ao Serviço de Cardiologia do Hospital de Gaia pela disponibilização dos exames, e aos técnicos de radiologia desse serviço pela preciosa colaboração na validação preliminar dos resultados.

O primeiro autor é financiado pela bolsa SFRH/BD/38073/2007 atribuída pela Fundação para a Ciência e Tecnologia.



Sem variação Variação máxima

Figura 13. Diagrama *bull's-eye* apresentando informação sobre a variação relativa do raio do endocárdio, i.e., a variação registada no fim da sístole, tendo por referência o raio medido no fim da diástole.



100% 0%

Figura 14. Diagrama *bull's-eye* apresentando informação sobre a fracção de ejeccção regional.

7. REFERÊNCIAS

- [CNS⁺07] R. Cury, K. Nieman, M. Shapiro, K. Nasir, R. C. Cury, and T. Brady. Comprehensive cardiac CT study: Evaluation of coronary arteries, left ventricular function, and myocardial perfusion – is it possible? *Journal of Nuclear Cardiology*, 14(2):229–243, 2007.
- [DeV09] DeVIDE. Delft Visualization and Image Processing Development Environment. In <http://visualisation.tudelft.nl/Projects/DeVIDE>, (online Mar. 2009).
- [ITK09] ITK. Insight Segmentation and Registration Toolkit. <http://www.itk.org/>, (online Mar. 2009).
- [Jol06] M.-P. Jolly. Automatic segmentation of the left ventricle in cardiac MR and CT images. *Int. J. of Computer Vision*, 70(2):151–163, 2006.
- [KHK⁺05] T. H. Kim, J. Hur, S. Kim, H. Kim, B. W. Choi, K. O. Choe, Y. Yoon, and H. Kwon. Two-phase reconstruction for the assessment of left ventricular volume and function using retrospective ECG-gated MDCT: Comparison with echocardiography. *American J. of Roentgenology*, 185(2):319–325, 2005.
- [MeV09] MeVisLab. Medical image processing and visualization. <http://www.mevislab.de/>, (online Mar. 2009).
- [MIT09] MITK. Medical Imaging Interaction Toolkit. <http://www.mitk.org>, (online Mar 2009).
- [Pra07] W. Pratt. *Digital Image Processing*. Wiley, 4th edition, 2007.
- [SCI09] SCIRun. A scientific computing problem solving environment. <http://software.sci.utah.edu/scirun.html>, (online Mar. 2009).
- [SMSS07] S. Silva, J. Madeira, and B. Sousa Santos. There is more to color scales than meets the eye: A review on the use of color in visualization. In *Proc. 11th Int. Conf. on Information Visualization (IV07)*, pages 943–948, Switzerland, 2007. IEEE Computer Society.
- [SMSS09] S. Silva, J. Madeira, A. Silva, and B. Sousa Santos. Left ventricle segmentation from heart MDCT. In *Proc. 4th Ib. Conf. on Pattern Recognition and Image Analysis (IbPRIA 2009)*, LNCS 5524, pages 306–313, 2009.
- [Sur00] J. S. Suri. Computer vision, pattern recognition and image processing in left ventricle segmentation: The last 50 years. *Pattern Analysis & Applications*, 3(3):209–242, 2000.
- [Ter09] TeraRecon. Terarecon aquarius workstation. http://www.terarecon.com/products/aq_ws_prod.html, (online Mar. 2009).
- [Wes05] S. Wesarg. AHA conform analysis of myocardial function using and extending the toolkits ITK and VTK. In *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2005)*, pages 44–49, 2005.
- [WVW⁺05] I. Wolf, M. Vetter, I. Wegner, T. Böttger, M. Nolden, M. Schöbinger, M. Hastenteufel, T. Kunert, and H.-P. Meinzer. The medical imaging interaction toolkit. *Medical Image Analysis*, 9(6):594–604, 2005.
- [XIP09] XIP. eXtensible Imaging Platform. <https://collab01a.scr.siemens.com/xipwiki/>, (online Mar. 2009).
- [ZBG⁺08] Y. Zheng, B. Barbu, B. Georgescu, M. Scheuering, and D. Comaniciu. Four-chamber heart modeling and automatic segmentation for 3-D cardiac CT volumes using marginal space learning and steerable features. *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 27(11):1668–1681, 2008.