

Influência do método de segmentação – automático vs. manual – e da presença ou não de atividade extramiocárdica na extensão dos defeitos de perfusão do miocárdio observados através de estudos de SPECT

Marisa Machado¹, Ricardo Jorge², Sérgio Figueiredo³, Elisabete Carolino⁴, Lina Vieira^{3,5}

1. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa. Lisboa, Portugal. msm225@hotmail.com
2. Hospital da Luz. Lisboa, Portugal.
3. Departamento das Ciências e Tecnologias das Radiações e Biossinais da Saúde, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa. Lisboa, Portugal.
4. Departamento das Ciências Naturais e Exatas, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa. Lisboa, Portugal.
5. Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa. Lisboa, Portugal.

RESUMO: Introdução – A cintigrafia de perfusão do miocárdio (CPM) por tomografia por emissão de fóton único (SPECT, do acrónimo inglês *single-photon emission computed tomography*) é um dos exames mais utilizados na estratificação do risco de doença coronária, cuja extração dos parâmetros quantitativos da perfusão do miocárdio depende da correta segmentação do ventrículo esquerdo (VE). O objetivo deste estudo é avaliar a influência do método de segmentação automática (A) vs. manual (M) na quantificação da extensão do defeito (ED) da perfusão miocárdica, em estudos com (CAE) e sem atividade extramiocárdica (SAE). **Metodologia** – Estudo retrospectivo de amostra não probabilística, por conveniência, de 63 estudos em esforço, com indicação clínica para CPM, disponíveis na base de dados da estação de processamento consola Xeleris® da ESTeSL, os quais foram divididos em quatro grupos: Grupo I (GI): 26 estudos com ED inferior a 10% da área total do VE; GII: cinco estudos com ED igual ou superior a 10%; GIII: 21 estudos com ED inferior a 10%, CAE e GIV: 11 estudos com ED igual ou superior a 10%, CAE. Todos os estudos foram segmentados de forma A e M recorrendo ao *software* Quantitative Perfusion SPECT (QPS®). Para a análise dos dados retirados do mapa polar com 20 segmentos foram utilizados os testes: *t-Student*, *Wilcoxon* e *U* de *Mann-Whitney*, considerando $\alpha=0,05$. **Resultados** – Na avaliação da ED de perfusão (20 segmentos) é possível verificar diferenças estatisticamente significativas ($p<\alpha$) entre o método de segmentação A vs. M nos segmentos 13, 14 e 15 (GI); nos segmentos 13 e 16 (GIII) e no segmento 1 (GIV). No que diz respeito aos estudos CAE e SAE não existem diferenças estatisticamente significativas ($p>\alpha$). **Conclusão** – Na amostra em estudo existem diferenças entre o método de segmentação A vs. M nos segmentos mais periféricos do mapa polar na avaliação da ED da perfusão miocárdica. Não foram encontradas diferenças entre a extensão do defeito da perfusão miocárdica nos estudos CAE e SAE.

Palavras-chave: SPECT; Segmentação; Extensão do defeito de perfusão; Atividade extramiocárdica; Cintigrafia de perfusão do miocárdio

Influence of the segmentation method – automatic vs. manual – and the presence or not of extra myocardial activity in quantification of defect extent in SPECT myocardial studies

ABSTRACT: Introduction – The Myocardial Perfusion Imaging (MPI) by *single-photon emission computed tomography* (SPECT) is one of the most widely used Non-invasive imaging test in the diagnosis of coronary artery disease that requires a correct segmentation of the left ventricle (LV), to extract perfusion parameters. The aim of this study is to evaluate the influence of automatic (A) vs. manual (M) segmentation in quantification of defect extent (DE) of myocardial perfusion,

in studies with and without extra myocardial activity. **Methodology** – A retrospective study with a non-probabilistic sample was used, for convenience, of 63 stress studies, with indication for MPI available in Xeleris® workstation database in ESTeSL, that were divided into four groups: Group I (GI): 26 studies by presenting a DE below 10% of the total surface area of the LV; Group II (GII): 5 studies with a DE equal or above 10%; Group III (GIII): 21 studies with a DE below 10%, with extra myocardial activity and Group IV (GIV): 11 studies with a DE, with extra myocardial activity. All studies were segmented, by one operator, using the A and the M quantification software *Quantitative Perfusion SPECT* (QPS®). For data analysis from the map polar with 20 segments were used *t-Student*, *Wilcoxon* and *U de Mann-Whitney* tests, considering $\alpha=0.05$. **Results** – Concerning the perfusion DE evaluation it was verified that there were statistically significant differences ($p>\alpha$) between the A vs. M segmentation, in the segments 13-15 (GI); segments 13 and 16 (GIII) and the segments 1 and 16 (GIV). Regarding the studies with and without extra myocardial activity, it was observed that no statistically significant variability exists ($p>\alpha$). **Conclusion** – On the basis of the sample analyzed there are differences between an A vs. M segmentation in peripheral segments of the polar map, in myocardial perfusion ED evaluation. There are no differences between myocardial perfusion DE in studies with and without extra myocardial activity.

Keywords: SPECT; Segmentation; Perfusion defect extent; Extra myocardial activity; Myocardial perfusion imaging

Introdução

A cintigrafia de perfusão do miocárdio (CPM) é um exame de medicina nuclear que utiliza a técnica de tomografia por emissão de fóton único (SPECT, do acrônimo inglês *single-photon emission computed tomography*) para avaliação da perfusão do miocárdio¹⁻². Para a sua realização recorre-se a diferentes radiofármacos (RF), maioritariamente agentes tecnecios como o Tecnécio-99 metastável (^{99m}Tc)-Tetrafosmina e o ^{99m}Tc-Sestamibi, sendo possível, através da sua utilização e após processamento das imagens SPECT, obter parâmetros quantitativos³⁻⁶. Para a obtenção destes parâmetros é essencial proceder-se à segmentação das imagens, que pode ser feita através de métodos de segmentação automáticos e/ou manual.

Com o crescimento da importância da segmentação nas imagens de SPECT foram desenvolvidas várias ferramentas de processamento, incorporadas em diferentes *softwares*, para quantificação da perfusão e função cardíacas, como é exemplo o *Quantitative Perfusion SPECT/Quantitative Gated SPECT* (QPS/QGS®, *Cedars-Sinai Medical Center, Los Angeles, CA*)⁷⁻⁹.

Quando se recorre a qualquer um destes *softwares*, a segmentação tem como principal objetivo a divisão da imagem em áreas ou regiões de interesse, classificadas segundo um determinado critério ou para obtenção de informações/parâmetros biológicos e/ou moleculares relevantes para o estudo em questão⁴. Quanto às suas características podemos classificar os métodos de segmentação numa abordagem diferenciada por *threshold*^{4,10}, crescimento de regiões¹⁰, *clusters*¹¹⁻¹² e modelos deformáveis^{4,10}.

Germano e colaboradores¹³ propôs um método de segmentação do VE, cuja implementação comercial através do QPS® servirá como instrumento de trabalho neste projeto de investigação. No *software* QPS®⁷⁻⁹ existem três etapas prin-

cipais: segmentação do miocárdio, extração da linha média do miocárdio, que é localizada através da aplicação de uma máscara binária e, por fim, a determinação das fronteiras do miocárdio⁸.

No QPS®, a segmentação automática do VE recorre a métodos de *threshold*⁹ e a técnicas de *clustering*⁹. O *thresholding*^{4,10} é uma técnica que permite a segmentação de imagens através de uma partição binária das intensidades da imagem. Existe um valor de *threshold* (T) que possibilita a diferenciação entre o objeto e o fundo (*background*)^{4,10}. Relativamente aos métodos de análise *clustering*¹¹⁻¹², estes são caracterizados pela não existência pré definida de classes ou modelos para os atributos numa imagem, que classifica os pixels em grupos ou *clusters*, sendo esta classificação conseguida a partir da informação existente na imagem¹².

Na prática, o algoritmo permite que a imagem seja limitada a um valor T=50% das contagens máximas¹³⁻¹⁴ e que os *clusters* no volume do VE sejam determinados. Seguidamente analisam-se os conjuntos de *clusters* formados e para cada *cluster* é determinada a menor área que o circunscrever em cada *slice* do curto eixo. Se a diferença absoluta entre o comprimento dos lados da área envolvente for inferior a 1cm, o aglomerado de *clusters* é assumido para identificar corretamente o VE^{12,14}.

Após a correta segmentação é possível a extração dos parâmetros quantitativos da perfusão do miocárdio, nomeadamente a extensão total e por territórios, severidade e reversibilidade do defeito⁶. Neste estudo assumiu-se o valor de extensão total do defeito (ED) de 10%⁶ da área total do VE, de acordo com Zaret e colaboradores⁷ e adaptado por Figueiredo e colaboradores⁵. A utilização do valor de ED de 10% permite definir o valor a partir do qual se consideram os pacientes com defeito de perfusão do miocárdio.

Uma das ferramentas frequentemente utilizada na prática clínica⁶ para quantificação da perfusão miocárdica são os mapas polares que, na sua essência, se definem como sendo

representações 2D da distribuição 3D do radiofármaco no VE. Usualmente estes mapas são representações de 17 ou 20 segmentos, uns segmentados por vasos (artéria coronária descendente anterior (CDA), artéria coronária direita (CD) e artéria circunflexa esquerda (CXE) e outros por paredes (anterior, inferior, lateral, septal e apical)^{9,15-16}.

Apesar da aplicação de todas as técnicas computacionais referidas anteriormente existem vários desafios que o algoritmo precisa ultrapassar como, por exemplo, a capacidade de inferir a geometria do VE na presença de atividade extramiocárdica, a deteção do centro do plano da válvula mitral e a capacidade para interpolar os limites do VE em regiões hipoperfundidas⁸.

Quando se verifica que a atividade extramiocárdica (CAE) se encontra a sobrepor o VE é realizado, com recurso a um processo de ajuste, um limiar de *threshold* para 55%¹³⁻¹⁵. Desta forma, o *cluster* é dividido em duas ou mais partes e os dois *subclusters* de maiores dimensões são selecionados e atribuídos ao fígado e ao VE. Por fim, ocorre a dilatação de ambos os grupos através da adição de vóxeis. A dilatação prossegue até se atingir o limiar original, sendo por fim aplicada uma máscara binária ao volume do VE, permitindo a sua separação¹³⁻¹⁴.

Neste estudo pretendeu-se avaliar a influência do método de segmentação A vs. M na quantificação da extensão do defeito da perfusão miocárdica, em função da presença de atividade extramiocárdica (fígado, vesícula biliar, baço e intestino).

Metodologia

Seleção da amostra

Realizou-se um projeto de investigação tendo como base os estudos de SPECT que integram a base de dados da estação de processamento da consola *Xeleris*® 1.0628 (GE Healthcare) da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa (ESTeSL).

Recorreu-se a uma amostra não probabilística por conveniência de 63 pacientes que realizaram estudos SPECT de perfusão do miocárdio em esforço (protocolo um dia), com indicação clínica para CPM, 22 do sexo feminino (F) e 41 do sexo masculino (M). A divisão dos 63 estudos em 4 grupos foi baseada em dois fatores, sendo eles o valor de extensão total do defeito de 10% da área total do VE⁶ e o valor do rácio coração/fígado (rácio $\geq 1,2$, 60 minutos após administração de 300-370 MBq de ^{99m}Tc-Tetrafosmina, conforme Higley e colaboradores)¹⁷. O único critério de exclusão absoluta considerado foi aplicado aos estudos que, após segmentação A e M, não incluíam os pacientes no mesmo grupo segundo os valores de ED, ou seja, sempre que um determinado estudo apresente valor de ED superior ou igual a 10% após segmentação A e valor inferior a 10% após segmentação M, ou vice-versa, é considerado excluído desta investigação.

Relativamente ao valor de ED foram divididos em estudos com valor superior ou igual a 10% e os restantes com valor inferior a 10%. Quanto ao valor do rácio mencionado realizaram-se *regions of interest* (ROI's) nas imagens adquiridas na projeção anterior no coração (B) e no fígado (A) (cf. Figura 1).

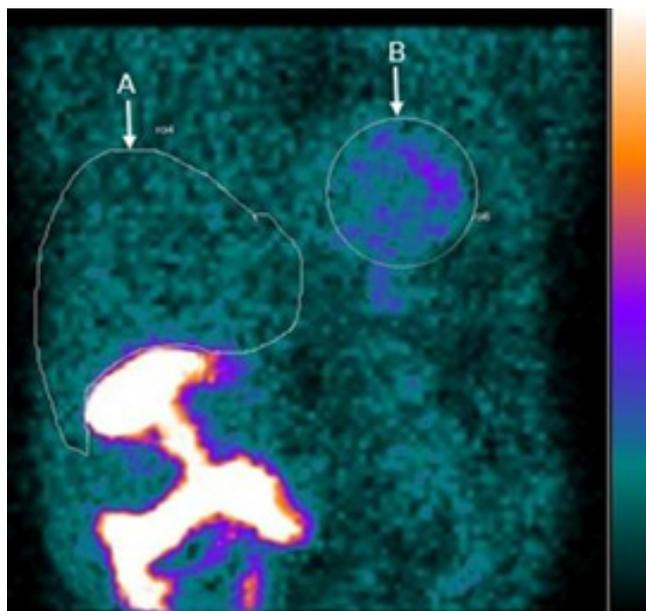


Figura 1. Imagem adquirida em anterior com ROI's no fígado (A) e no coração (B).

Após a obtenção destes rácios, através do número médio de contagens, procedeu-se à divisão dos estudos com valor de rácio $\geq 1,2$ (estudos considerados sem atividade extramiocárdica (SAE) dos com CAE rácio $< 1,2$).

Aquisição de imagem

Os pacientes realizaram protocolo de um dia composto por estudo de esforço, que antecedeu sempre o estudo de repouso. A aquisição dos estudos de esforço iniciou-se 60 minutos após administração endovenosa de 296-481 MBq de ^{99m}Tc-Tetrofosmina.

Todas as imagens foram adquiridas com os pacientes em decúbito dorsal, com os seguintes parâmetros de aquisição: colimadores de baixa energia alta resolução; matriz 64x64 pixéis; órbita de rotação total de 202,5° em modo circular *step-and-shoot* (com início em oblíqua anterior direita e fim em oblíqua posterior esquerda); pico de energia de 140 keV; janela de energia de 20% e 36 projeções por detetor (72 no total).

Processamento dos dados

Todos os estudos foram processados na consola *Xeleris*® v.1.0628 (GE Healthcare) da ESTeSL por um único operador. Cada estudo foi segmentado cinco vezes pelo método automático QPS® e cinco vezes com recurso a intervenção manual do operador, com uma experiência média de três anos como estudante de medicina nuclear, com correções da localização do VE e da posição do plano valvular, quando necessárias¹⁴.

Os estudos foram reconstruídos por retroprojeção filtrada, com pré-filtragem *Butterworth* (frequência de corte: 0,52cm⁻¹ e ordem=10) conjugado com filtro rampa, sem correção de atenuação.

Foram analisados os valores quantitativos de ED de perfusão dos territórios coronários recorrendo aos mapas polares, segundo os 20 segmentos, vasos e paredes (cf. Figura 2).

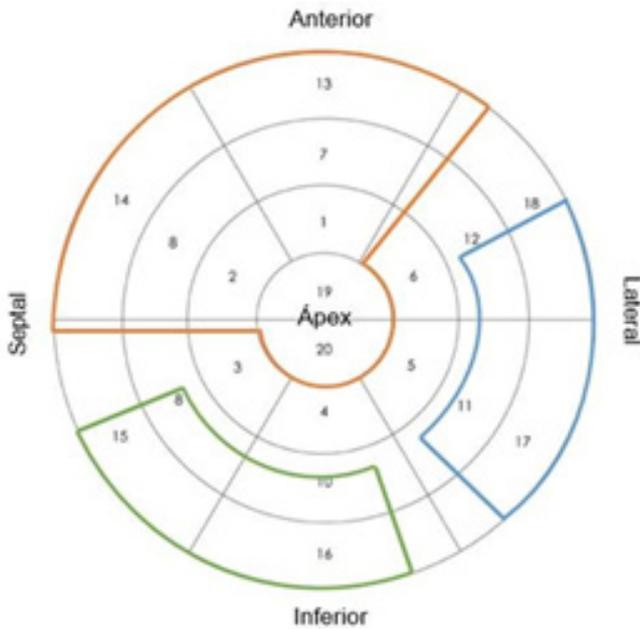


Figura 2. Segmentação do VE segundo os 20 segmentos, vasos (CDA a laranja, CD a verde e CXE a azul) e paredes (anterior, inferior, septal, lateral e apical) [adaptação¹³].

Análise estatística

Todas as variáveis em estudo foram analisadas recorrendo ao programa *International Business Machine Statistics Package for the Social Sciences* (IBM-SPSS[®]), versão 23. Os valores dos cinco ensaios em cada um dos métodos foram expressos em médio (m) \pm desvio-padrão (DP). Com base em Marçó¹⁹ estudou-se a normalidade da distribuição dos dados, em cada grupo, recorrendo ao teste *Shapiro-Wilk*. Para avaliar se existe influência do método de segmentação A vs. M na ED de perfusão dos estudos que seguem distribuição normal recorreu-se ao teste estatístico paramétrico *t-Student* (amostras emparelhadas) e ao teste estatístico não paramétrico teste de *Wilcoxon* (visto tratarem-se de amostras emparelhadas e não serem cumpridos os pressupostos da análise de variância paramétrica de homogeneidade e homocedasticidade). O teste não paramétrico de U de *Mann-Whitney* (amostras independentes) foi utilizado na avaliação da influência da presença de atividade EM. Os valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos. Uma vez que a amostra é de dimensões reduzidas, os resultados são meramente indicativos.

Resultados

Na Tabela 1 caracteriza-se a amostra dos pacientes que integram o referido estudo.

Tabela 1. Características dos pacientes que integram a amostra no geral e dividida pelos quatro grupos

Variável	Total	GI	GII	GIII	GIV
Nº pacientes	63	26	5	21	11
Sexo(M/F)	41/22	21/5	3/2	11/10	6/5
Idade (anos) m \pm DP	66,7 \pm 9,7	65,4 \pm 9,7	59,2 \pm 15,1	69,1 \pm 9,6	68,3 \pm 4,7

Da subdivisão da amostra inicial em quatro grupos verificou-se em todos os grupos que maioritariamente eram pacientes do sexo masculino.

Em relação à avaliação da influência do método de segmentação na determinação da ED da perfusão (20 segmentos) é possível verificar diferenças estatisticamente significativas entre o método de segmentação A e a M nos segmentos: 13 (valor $p=0,041$), 14 (valor $p=0,001$) e 15 (valor $p=0,001$) do GI; nos segmentos 13 (valor $p=0,028$) e 16 (valor $p=0,041$) do GIII e no segmento 1 (valor $p=0,036$) do GIV (cf. Tabelas 2-5). No GII (cf. Tabela 3) nenhum dos 20 segmentos apresenta valores $p < 0,05$.

Tabela 2. Teste de Wilcoxon aplicado aos pares segmentação automática (A) – manual (M), na avaliação da ED da perfusão nos 20 segmentos para o GI

Segmentos (1-20) A vs. M	Z	Valor-p
A1 – M1	-1,736	0,083
A2 – M2	-1,067	0,286
A3 – M3	-1,633	0,102
A4 – M4	-1,158	0,247
A5 – M5	-1,363	0,173
A6 – M6	-1,604	0,109
A7 – M7	-0,445	0,657
A8 – M8	0,173	0,241
A9 – M9	-0,105	0,916
A10 – M10	-0,133	0,894
A11 – M11	-0,560	0,575
A12 – M12	-1,483	0,138
A13 – M13	-2,046	0,041*
A14 – M14	-3,472	0,001*
A15 – M15	-3,408	0,001*
A16 – M16	-1,449	0,147
A17 – M17	-1,680	0,093
A18 – M18	-1,367	0,172
A19 – M19	-1,008	0,314
A20 – M20	-0,845	0,398

*Nível de significância $p < 0,05$

Tabela 3. Testes de *t-Student* e *Wilcoxon* aplicados aos pares segmentação automática (A) – manual (M), na avaliação da ED da perfusão nos 20 segmentos para o GII

Segmentos (1-20) A vs. M	t ou Z	Valor-p
A1 – M1	-1,233 ^a	0,285
A2 – M2	-1,516 ^a	0,204
A3 – M3	-1,000 ^b	0,317
A4 – M4	-1,604 ^b	0,109
A5 – M5	0,000 ^b	1,000
A6 – M6	-1,000 ^b	0,317
A7 – M7	0,358 ^a	0,738
A8 – M8	-0,674 ^b	0,500
A9 – M9	1,386 ^a	0,238
A10 – M10	0,888 ^a	0,425
A11 – M11	-1,000 ^b	0,317
A12 – M12	-0,535 ^b	0,593
A13 – M13	-0,944 ^b	0,345
A14 – M14	-0,944 ^b	0,345
A15 – M15	-0,365 ^b	0,715
A16 – M16	-0,730 ^b	0,465
A17 – M17	0,000 ^b	1,000
A18 – M18	-1,461 ^b	0,144
A19 – M19	-1,374 ^a	0,182
A20 – M20	-1,604 ^b	0,109

*Nível de significância $p < 0,05$ a=valor t (Teste *t-Student*)b=valor Z (Teste de *Wilcoxon*)**Tabela 4.** Teste de *Wilcoxon* aplicado aos pares segmentação automática (A) – manual (M), na avaliação da ED da perfusão nos 20 segmentos para o GIII

Segmentos (1-20) A vs. M	Z	Valor-p
A1 – M1	-1,214	0,225
A2 – M2	-0,405	0,686
A3 – M3	0,000	1,000
A4 – M4	-1,382	0,167
A5 – M5	-0,135	0,893
A6 – M6	0,000	1,000
A7 – M7	-1,304	0,192
A8 – M8	-0,401	0,688
A9 – M9	-0,942	0,346
A10 – M10	-1,891	0,059
A11 – M11	-1,069	0,285
A12 – M12	0,000	1,000
A13 – M13	-2,201	0,028*
A14 – M14	-1,647	0,100
A15 – M15	-1,177	0,239
A16 – M16	-2,045	0,041*
A17 – M17	-1,890	0,059
A18 – M18	-1,826	0,068
A19 – M19	-1,192	0,233
A20 – M20	-0,844	0,398

*Nível de significância $p < 0,05$ **Tabela 5.** Testes de *t-Student* e *Wilcoxon* aplicados aos pares segmentação automática (A) – manual (M), na avaliação da ED da perfusão nos 20 segmentos para o GIV

Segmentos (1-20) A vs. M	t ou Z	Valor-p
A1 – M1	-2,100 ^b	0,036*
A2 – M2	-0,421 ^b	0,674
A3 – M3	-1,101 ^b	0,271
A4 – M4	-1,120 ^b	0,263
A5 – M5	-0,280 ^b	0,779
A6 – M6	-0,700 ^b	0,484
A7 – M7	-0,782 ^a	0,452
A8 – M8	-1,675 ^a	0,125
A9 – M9	-1,160 ^b	0,246
A10 – M10	-0,315 ^b	0,752
A11 – M11	-1,095 ^b	0,273
A12 – M12	-0,944 ^b	0,345
A13 – M13	-0,770 ^b	0,441
A14 – M14	-0,357 ^b	0,721
A15 – M15	0,000 ^b	1,000
A16 – M16	-0,674 ^b	0,500
A17 – M17	-0,535 ^b	0,593
A18 – M18	-0,948 ^b	0,343
A19 – M19	-0,338 ^b	0,735
A20 – M20	-0,271 ^b	0,786

*Nível de significância $p < 0,05$ a=valor t (Teste *t-Student*)b=valor Z (Teste de *Wilcoxon*)

Foi também possível determinar a possibilidade de existirem diferenças estatisticamente significativas entre o método de segmentação A vs. M na avaliação da extensão total do defeito de perfusão (cf. Tabela 6).

Tabela 6. Testes de *t-Student* e *Wilcoxon* aplicados aos pares avaliação da extensão total por segmentação automática (ETA) – extensão total por segmentação manual (ETM) para GI, GII, GIII e GIV

Variáveis	GI		GII		GIII		GIV	
	Z	Valor-p	t	Valor-p	Z	Valor-p	t	Valor-p
ETA-ETM	-2,410 ^b	0,016*	0,749 ^a	0,495	-1,617 ^b	0,106	0,760 ^a	0,465

*Nível de significância $p < 0,05$ a=valor t (Teste *t-Student*)b=valor Z (Teste de *Wilcoxon*)

De acordo com os resultados da Tabela 6 constatou-se que existem diferenças estatisticamente significativas (valor $p = 0,016$) no GI entre o método de segmentação A vs. M na avaliação da extensão total do defeito.

Relativamente à Tabela 7, quando comparados os grupos CAE e SAE, recorrendo a métodos de segmentação A ou M,

Tabela 7. Testes de *t-Student* e U de *Mann-Whitney* aplicados nas variáveis extensão total após segmentação automática (ETA) e após segmentação manual (ETM) comparando os grupos CAE e SAE

Variáveis	GI e GIII		GII e GIV	
	U	Valor-p	t	Valor-p
ETA	217,000 ^b	0,226	-1,554 ^a	0,143
ETM	448,000 ^b	0,596	-1,584 ^a	0,135

*Nível de significância $p < 0,05$

a=valor t (Teste *t-Student*)

b=valor U (Teste de U de *Mann-Whitney*)

pode verificar-se que não existem diferenças estatisticamente significativas.

Discussão

De acordo com Germano e colaboradores²⁰, a segmentação correta do VE é uma etapa fundamental para a quantificação da perfusão miocárdica em estudos SPECT.

Segundo Sonesson e colaboradores¹³, o método de segmentação A apresenta vantagens relativamente ao M. A segmentação M apresenta variabilidade inter e intraoperador, contrariamente à segmentação A. Contudo, a segmentação M é muitas vezes requerida em casos de dúvida, por exemplo, como forma de distinguir artefactos de possível patologia.

Tendo em conta que o objetivo deste trabalho teve como princípio avaliar a influência do método de segmentação A vs. M na determinação da ED da perfusão miocárdica, constatou-se que apenas existem diferenças estatisticamente significativas ao nível dos segmentos periféricos 13, 14 e 15 que representam a base do miocárdio (cf. Figura 2), do GI, nos segmentos 13 e 16 do GIII e no segmento 1 do GIV (cf. Tabelas 2-5).

O estudo de Lin e colaboradores⁵ verificou que, recorrendo ao método de segmentação A, o plano da válvula mitral pode ser mal definido e por isso leva a valores de extensão indicativos de possível isquémia na base do miocárdio que, na realidade, não o são. Neste caso, ao recorrer-se ao método de segmentação M pode-se efetuar um correto ajuste do posicionamento da válvula. Desta forma, parece poder-se suportar as diferenças estatisticamente significativas observadas nos segmentos periféricos 13, 14 e 15 no GI, e 13 e 16 no GIII.

Ainda relativamente às diferenças mencionadas anteriormente, parecem ser também suportadas pela literatura²⁰ onde consta que os graus de atenuação e dispersão dos fotões difusos dependem da zona do miocárdio, sendo que estes efeitos são mais acentuados ao nível da base do que do ápice cardíaco. Logo, regiões hipoperfundidas em áreas basais do miocárdio poderão ser dificilmente detetadas, traduzindo-se em valores subestimados de ED de perfusão, uma vez que a atenuação é um fator que afeta o rigor da quantificação²⁰.

Uma vez que o GI, GIII e GIV apresentam maior número de pacientes masculinos (cf. Tabela 1), as diferenças descritas

podem estar relacionadas com o possível excesso de peso (volume abdominal) destes pacientes, provocando atenuação na parede anterior, indo ao encontro das diferenças evidenciadas no GI relativamente aos segmentos da área basal 13 e 14, no GIII o segmento 13 e no GIV o segmento 1²¹.

Ainda em relação aos pacientes do sexo masculino, é também frequente a presença de artefactos de atenuação na parede inferior devido à atenuação diafragmática, evidenciando-se este facto pelas diferenças estatisticamente significativas obtidas no GI (segmento 15) e GIII (segmento 16)²⁰. Esta evidência é reforçada por, no GI e GIII, 80,8% e 52,4% dos estudos, respetivamente, serem do sexo masculino (cf. Tabela 1).

Foi também pretendido neste trabalho determinar as diferenças entre estudos CAE e SAE na avaliação da ED da perfusão miocárdica (recorrendo ao método de segmentação A e M). Estudos referem que ocorrem falhas ao nível do contorno do VE quando utilizado o método de segmentação A, devido à captação do RF em órgãos adjacentes ao coração, sendo desta forma os limites do VE mal definidos, podendo subestimar os valores de perfusão do miocárdio²². Como alternativa, pode recorrer-se ao método de segmentação M que permite a delimitação correta dos contornos do endocárdio e epicárdio sem incluir estas regiões de atividade extramiocárdica, demonstrando ser mais adequado nestes casos. Após análise dos resultados não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas devido à presença, ou não, de atividade extramiocárdica, corroborando a literatura²² (cf. Tabela 7).

Uma vez que alguns resultados obtidos, mencionados no parágrafo anterior, não são concordantes com o esperado, consideramos que alguns fatores possam ter contribuído para esta situação, nomeadamente: a reduzida dimensão da amostra, o facto de o método de segmentação M estar sujeito a variabilidade intraoperador, a utilização de um rácio para definir a presença de atividade extramiocárdica ($<1,2$), que pode não ser o mais adequado, e existir um intervalo considerável das atividades administradas aos pacientes (296-481 MBq).

Conclusão

Para o presente estudo verificou-se que nos GI, GIII e GIV existem diferenças em alguns dos segmentos entre o método de segmentação automático e o manual.

Não existem diferenças entre estudos CAE e SAE na avaliação da ED de perfusão, após serem aplicados métodos de segmentação automática e manual. Os resultados obtidos parecem relacionar-se com a dimensão reduzida da amostra, com a ausência de informação sobre as características físicas e clínicas da população, bem como os rácios utilizados na definição dos grupos de trabalho. Todavia, devido à dimensão reduzida e falta de caracterização da amostra sugere-se a continuação do estudo de forma a comprovar a maior utilidade do método de segmentação manual em casos em que se verifique a difícil separação da atividade extramiocárdica do VE.

Referências bibliográficas

1. Ritt P, Vija H, Hornegger J, Kuwert T. Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011;38 Suppl 1:S69-77.
2. Münch G, Neverve J, Matsunari I, Schröter G, Schwaiger M. Myocardial technetium 99m-tetrofosmin and technetium-99m-sestamibi kinetics in normal subjects and patients with coronary artery disease. *J Nucl Med*. 1997;38(3):428-32.
3. Akesson L, Svensson A, Edenbrandt L. Operator dependent variability in quantitative analysis of myocardial perfusion images. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2004;24(6):374-9.
4. Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. *Annu Rev Biomed Eng*. 2000;2:315-37.
5. Lin GS, Hines HH, Grant G, Taylor K, Ryals C. Automated quantification of myocardial ischemia and wall motion defects by use of cardiac SPECT polar mapping and 4-dimensional surface rendering. *J Nucl Med Technol*. 2006;34(1):3-17.
6. Figueiredo S, Fragoso P. Image processing and software. In: Ryder H, Testanera G, Jerónimo VV, Vidovic B, editors. *Myocardial perfusion imaging: a technologist's guide*. European Association of Nuclear Medicine; 2014. p. 77-108.
7. Zaret BL, Beller GA. *Clinical nuclear cardiology: state of the art and future directions*. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2010. ISBN 9780323057967
8. Van der Veen BJ, Scholte AJ, Dibbets-Schneider P, Stokkel MP. The consequences of a new software package for the quantification of gated-SPECT myocardial perfusion studies. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37(9):1736-44.
9. Germano G, Kavanagh PB, Slomka PJ, Van Kriekinge SD, Pollard G, Berman DS. Quantitation in gated perfusion SPECT imaging: the Cedars-Sinai approach. *J Nucl Cardiol*. 2007;14(4):433-54.
10. Boudraa AO, Zaidi H. Image segmentation techniques in nuclear medicine imaging. In: Zaidi H, editor. *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging*. New York: Springer; 2006. p. 308-57. ISBN 9780387254449
11. Rogowska J. Overview and fundamentals of medical image segmentation. In: Bankman IN, editor. *Handbook of medical imaging*. San Diego: Academic Press; 2000. p. 73-90. ISBN 0120777908
12. Gulhane A, Paikrao PL, Chaudhari DS. A review of image data clustering techniques. *Int J Soft Comput Eng*. 2012;2(1):212-5.
13. Sonesson H, Engblom H, Hedström E, Bouvier F, Sörensson P, Pernow J, et al. An automatic method for quantification of myocardium at risk from myocardial perfusion SPECT in patients with acute coronary occlusion. *J Nucl Cardiol*. 2010;17(5):831-40.
14. Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su HT, et al. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med*. 1995;36(11):2138-47.
15. Wolak A, Slomka PJ, Fish MB, Lorenzo S, Acampa W, Berman DS, et al. Quantitative myocardial-perfusion SPECT: comparison of three state-of-the-art software packages. *J Nucl Cardiol*. 2008;15(1):27-34.
16. Kang D, Woo J, Slomka P, Key D, Germano G, Kuo CC. Heart chambers and whole heart segmentation techniques: review. *J Electron Imaging*. 2012;21(1):010901.
17. Higley B, Smith FW, Smith T, Gemmell HG, Das Gupta P, Gvozdanovic DV, et al. Technetium-99m-1,2-bis[bis(2-ethoxyethyl) phosphino]ethane: human biodistribution, dosimetry and safety of a new myocardial perfusion imaging agent. *J Nucl Med*. 1993;34(1):30-8.
18. Lim HS, Takh SJ, Yoon MH, Woo SI, Choi WJ, Hwang JW, et al. A novel index of microcirculatory resistance for invasively assessing myocardial viability after primary angioplasty for treating acute myocardial infarction: comparison with FDG-PET imaging. *Korean Circ J*. 2007;37(7):318-26.
19. Marôco J. *Análise estatística com o SPSS Statistics*. 5^a ed. Pêro Pinheiro: ReportNumber; 2011. ISBN 9789899676329
20. Germano G, Berman DS. *Clinical gated cardiac SPECT*. 2nd ed. New York: Wiley-Blackwell; 2008. ISBN 9780470987308
21. Wackers FJ, Bruni W, Zaret B. *Nuclear cardiology, the basics: how to set up and maintain a laboratory (contemporary cardiology)*. 2nd ed. New Jersey: Humana Press; 2007. ISBN 9781588299246
22. Xu Y, Kavanagh P, Fish M, Gerlach J, Ramesh A, Lemley M, et al. Automated quality control for segmentation of myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med*. 2009;50(9):1418-26.

Artigo recebido em 08.09.2016 e aprovado em 30.06.2017