



Francisco Carvalho Guida Motta

**Uma técnica semiautomática para a
segmentação do feto em exames de ultrassom
3D**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Informática do Departamento de Informática do Centro Técnico Científico da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Alberto Barbosa Raposo

Rio de Janeiro
Abril de 2018



Francisco Carvalho Guida Motta

**Uma técnica semiautomática para a
segmentação do feto em exames de ultrassom
3D**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-graduação em Informática do Departamento de Informática do Centro Técnico Científico da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof. Alberto Barbosa Raposo

Orientador

Departamento de Informática – PUC-Rio

Prof. Marcelo Gattass

Departamento de Informática – PUC-Rio

Prof. Manuel Eduardo Loaiza Fernández

Universidad Católica San Pablo – UCSP

Prof. Márcio da Silveira Carvalho

Coordenador Setorial do Centro Técnico Científico – PUC-Rio

Rio de Janeiro, 12 de Abril de 2018

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Francisco Carvalho Guida Motta

Graduou-se no curso de Engenharia Elétrica pela Universidade Estadual de Campinas em 21 de janeiro de 2016.

Ficha Catalográfica

Carvalho Guida Motta, Francisco

Uma técnica semiautomática para a segmentação do feto em exames de ultrassom 3D / Francisco Carvalho Guida Motta; orientador: Alberto Barbosa Raposo. – Rio de Janeiro: PUC-Rio, Departamento de Informática , 2018.

v., 84 f: il. color. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Informática .

Inclui bibliografia

1. Informática – Teses. 2. Segmentação do Feto;. 3. Volumetria Fetal;. 4. Ultrassom 3D;. 5. Segmentação do Saco Gestacional;. 6. Segmentação de Ultrassom;. I. Barbosa Raposo, Alberto. II. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Informática . III. Título.

CDD: 004

Agradecimentos

Agradeço ao professor Alberto, que me recebeu em seu grupo de trabalho e me acolheu como orientando.

Aos meus pais pelo apoio e incentivo.

À Luiza pela companhia e paciência nesses anos de mestrado.

À CAPES, à PUC-Rio e ao Tecgraf, pelos auxílios concedidos, sem os quais este trabalho não poderia ser realizado.

Resumo

Carvalho Guida Motta, Francisco; Barbosa Raposo, Alberto. **Uma técnica semiautomática para a segmentação do feto em exames de ultrassom 3D**. Rio de Janeiro, 2018. 84p. Dissertação de Mestrado – Departamento de Informática , Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Exames de ultrassom possuem um importante papel na obstetrícia devido a seu baixo custo, baixo risco e sua capacidade de execução em tempo real. O advento da ultrassonografia tridimensional possibilitou o uso do volume fetal como medida biométrica para monitorar seu desenvolvimento. A quantificação do volume do feto requer um processo prévio de segmentação, que consiste na rotulação dos *pixels* pertencentes ao objeto de interesse em uma imagem digital. Não existe, entretanto, um método padrão para a realização da volumetria fetal e a maioria dos estudos conta com a realização de segmentações manuais, que demandam uma alta carga de trabalho repetitivo. A segmentação de imagens de ultrassom é particularmente desafiadora devido à presença de artefatos como o ruído *speckle* e sombras acústicas e ao fato de que o contraste entre as regiões de interesse é muitas vezes baixo. Neste trabalho, desenvolvemos e testamos um método semiautomático de segmentação do feto em exames de ultrassom 3D. Devido às dificuldades citadas, bons métodos de segmentação em imagens de ultrassom devem fazer uso de características esperadas das estruturas específicas a serem segmentadas. Esse pensamento guiou o desenvolvimento da nossa metodologia que, através uma sequência de passos simples, atingiu bons resultados quantitativos na tarefa de segmentação.

Palavras-chave

Segmentação do Feto; Volumetria Fetal; Ultrassom 3D; Segmentação do Saco Gestacional; Segmentação de Ultrassom;

Abstract

Carvalho Guida Motta, Francisco; Barbosa Raposo, Alberto (Advisor). **A semiautomatic technique for the segmentation of the fetus in 3D ultrasound exams**. Rio de Janeiro, 2018. 84p. Dissertação de mestrado – Departamento de Informática , Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Ultrasound exams have an important role in obstetrics due to its low cost, low risk and real-time capabilities. The advent of three-dimensional ultrasonography has made possible the use of the fetal volume as a biometric measurement to monitor its development. The quantification of the fetal volume requires a previous process of segmentation, which consists in the labelling of the pixels that belong to the object of interest in a digital image. There isn't, however, a standard methodology for fetal volumetry and most studies rely on manual segmentations. The segmentation of ultrasound images is particularly challenging due to the presence of artifacts as the speckle noise and acoustic shadows, and the fact that the contrast between regions of interest is commonly low. In this study, we have developed and tested a semiautomatic method of fetal segmentation in 3D ultrasound exams. Due to the aforementioned difficulties, good ultrasound segmentation methods need to make use of expected characteristics of the specific segmented structures. This thought has guided the development of our methodology that, through a sequence of simple steps, achieved good quantitative results in the segmentation task.

Keywords

Fetus Segmentation; Fetal Volumetry; 3D Ultrasound; Gestational Sac Segmentation; Ultrasound Segmentation;

Sumário

1	Introdução	14
1.1	Motivação	15
1.2	Objetivo	18
1.3	Estrutura	18
2	Fundamentação Teórica	19
2.1	Imagens de Ultrassom em Modo B	19
2.2	Artefatos Característicos de Imagens de Ultrassom em Modo B	20
3	Trabalhos Relacionados	22
3.1	Mapeamento Sistemático	26
4	Metodologia Proposta	31
4.1	Segmentação do Saco Gestacional	32
4.1.1	Contornos Ativos e o Método Chan-Vese Local	33
4.1.2	Segmentação Interativa Fatia a Fatia com Propagação	37
4.2	Correção da Segmentação do Saco Gestacional	38
4.3	Segmentação dos Tecidos no Interior do Saco Gestacional	41
4.4	Eliminação de Estruturas Indesejadas e Correção da Segmentação dos Tecidos Fetais.	42
5	Resultados Obtidos	45
5.1	Segmentação do Saco Gestacional	48
5.2	Segmentação do Feto	54
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	62
	Referências bibliográficas	65
A	Resultados Visuais da Segmentação do Feto	69

Lista de figuras

- Figura 1.1 Exemplo de segmentação do feto em um exame de ultrassom. À esquerda: fatia 2D de um exame 3D de ultrassom; À direita: resultado da segmentação manual do feto. 14
- Figura 1.2 Sequência 4D de imagens de um feto de 29 semanas mostrando diferentes expressões faciais e movimentos de mão. Fonte: (4). 15
- Figura 1.3 Exemplo de segmentação do feto através do método multiplanar paralelo manual em fatias selecionadas. (a) Linhas de segmentação usadas na reconstrução; (b) Reconstrução 3D gerada a partir da segmentação manual. Fonte: (5). 16
- Figura 1.4 Exemplo de segmentação do feto através do método multiplanar paralelo manual em todas as fatias do volume 3D. (a) Renderização volumétrica do volume original; (b) Reconstrução 3D gerada a partir da segmentação manual; (c) Modelo físico impresso da reconstrução 3D. Fonte: (9). 17
- Figura 1.5 Volume 3D da cabeça e tronco de feto obtido através da técnica VOCAL. Essa técnica dificulta a inclusão dos membros na segmentação. Fonte: (11). 17
- Figura 2.1 Sistema de aquisição de ultrassom em Modo B (*B mode imaging system*). A amplitude do sinal refletido dos tecidos é captada pelo transdutor (*Transducer*) e traduzida para um valor em uma escala de níveis de cinza em cada ponto das coordenadas X e Y da imagem mostrada no monitor (*Display*). Fonte: (14). 20
- Figura 2.2 Fatia 2D de um exame 3D de ultrassom fetal corrompido por sombra acústica e ruído *speckle*. A seta branca indica uma região artificialmente escura devido à presença de uma sombra acústica. O ruído *speckle* pode ser visto em toda a imagem, gerando uma textura granular nos tecidos. 21
- Figura 3.1 Exemplos dos protótipos de fetos em diferentes idades gestacionais usados por Dahdouh et al. em seu método. A idade está contada em semanas de amenorreia (WA - *Weeks of Amenorrhea*). Os modelos foram usados como informação a priori de forma para a segmentação. Fonte: (19). 23
- Figura 3.2 Exemplo dos diferentes posicionamentos de membros disponíveis na base de modelos de fetos usada por Dahdouh et al. em seu método. Os modelos foram usados como informação a priori de forma para a segmentação. Fonte: (19). 23
- Figura 3.3 Modelos de costas de feto com (a) 13 e (b) 14 semanas de amenorreia. Os modelos de costas foram usados no método de Dahdouh et al. em uma etapa de pós-processamento responsável pela separação entre o feto e a parede uterina. Fonte: (19). 24

- Figura 3.4 Resultados obtidos através do método de segmentação proposto por Dahdouh et al.. (Coluna a) Fatias das imagens originais de ultrassom 3D. (Coluna b) Fetos segmentados sem as informações a priori de forma. (Coluna c) Fetos segmentados com as informações a priori de forma. Fonte: (19). 25
- Figura 3.5 Estruturas de interesse para o método de volumetria do embrião introduzido por Sur et al. As flechas brancas indicam as três estruturas: Embrião (*embryo*), saco gestacional (*gestacional sac*) e vesícula vitelínica (*yolk sac*). Fonte: (20). 25
- Figura 3.6 Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por ano de publicação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente. 27
- Figura 3.7 Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por estrutura segmentada. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente. 28
- Figura 3.8 Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por método de segmentação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente. 29
- Figura 3.9 Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por método de filtragem pré-segmentação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente. 30
- Figura 4.1 Estruturas de interesse para o método de segmentação do feto proposto por este trabalho. 32
- Figura 4.2 Exemplos de fatias de três diferentes volumes de ultrassom 3D com degradação na região da borda do saco gestacional devido a sombras acústicas e atenuação de sinal. Setas brancas apontam as regiões afetadas pelos artefatos. 33
- Figura 4.3 Exemplos de fatias de três diferentes volumes de ultrassom 3D em que o feto está encostado nas paredes do saco gestacional, tornando difícil a sua diferenciação dos tecidos maternos externos ao saco. Setas brancas indicam o feto. 33
- Figura 4.4 Exemplo dos dados de entrada e saída da primeira etapa do nosso método de segmentação: a segmentação do saco gestacional. Acima: três vistas ortogonais do volume original. Abaixo: três vistas do resultado do processo de segmentação do saco gestacional. 34
- Figura 4.5 Frame de uma sequência de vídeo mostrando a segmentação de um objeto em movimento com uma única inicialização do método proposto por Kass et al.. Fonte: (24). 35
- Figura 4.6 Exemplo de segmentação múltiplos objetos em uma imagem ruidosa através do método Chan-Vese. O método é capaz de realizar a detecção de múltiplas formas com contornos internos e externos com uma única inicialização. Fonte: (26). 36

- Figura 4.7 (a) Elemento estruturante; (b) Imagem de entrada; (c) Erosão; (d) Abertura. Fonte: (28). 39
- Figura 4.8 (a) Elemento estruturante; (b) Imagem de entrada; (c) Dilatação; (d) Fechamento. Fonte: (28). 39
- Figura 4.9 Exemplo das etapas de correção da segmentação do saco gestacional em uma das imagens de teste. (a) Segmentação do saco gestacional; (b) Fechamento morfológico; (c) Preenchimento de buracos; (d) Abertura morfológica. 41
- Figura 4.10 Exemplo dos dados de entrada e saída da terceira etapa do nosso método de segmentação: a segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional. Acima: três vistas ortogonais da região definida na etapa anterior como o interior do saco gestacional. Abaixo: três vistas do resultado da segmentação dos tecidos. 42
- Figura 4.11 Exemplo das etapas de eliminação de estruturas indesejadas e correção da segmentação dos tecidos fetais em uma das imagens de teste. (a) Segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional; (b) Fechamento morfológico; (c) Preenchimento de buracos; (d) Abertura morfológica; (e) Seleção da maior componente conexa. 44
- Figura 5.1 Exemplos de fatias segmentadas manualmente pelo especialista. Cada linha corresponde a um exame diferente. Na primeira coluna temos a fatia original do exame, na segunda a segmentação manual do saco gestacional e na terceira a segmentação manual do feto. 47
- Figura 5.2 Resultado da segmentação do saco gestacional do exame 5, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9189, o mais baixo de nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação semiautomática. 50
- Figura 5.3 Resultado da segmentação do saco gestacional do exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9777, o mais alto de nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação semiautomática. 51
- Figura 5.4 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do saco gestacional do exame 5, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9189, o mais baixo entre nossos casos de teste. 52
- Figura 5.5 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do saco gestacional do exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9777, o mais alto entre nossos casos de teste. 53

Figura 5.6	Exemplo dos resultados visuais gerados pelas diferentes etapas da segmentação do feto pelo método proposto. As malhas foram geradas a partir do resultado da segmentação do feto no Exame 9.	55
5.6(a)	Limiarização pelo método de Otsu	55
5.6(b)	Fechamento morfológico e preenchimento de buracos.	55
5.6(c)	Abertura morfológica.	55
5.6(d)	Seleção da maior componente conexa.	55
Figura 5.7	Resultado da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	57
Figura 5.8	Resultado da segmentação do feto no exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9233, o mais alto entre nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	58
Figura 5.9	Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste.	59
Figura 5.10	Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9233, o mais alto entre nossos casos de teste.	60
Figura 5.11	Resultado da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste. O contorno vermelho representa nossa o resultado de nossa segmentação interativa. Setas brancas apontam algumas das regiões mais degradadas por artefatos de imagem.	61
Figura A.1	Resultado da segmentação do feto no exame 2. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	69
Figura A.2	Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 2.	70
Figura A.3	Resultado da segmentação do feto no exame 3. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	71
Figura A.4	Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 3.	72
Figura A.5	Resultado da segmentação do feto no exame 4. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	73

Figura A.6 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 4.	74
Figura A.7 Resultado da segmentação do feto no exame 5. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	75
Figura A.8 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 5.	76
Figura A.9 Resultado da segmentação do feto no exame 6. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	77
Figura A.10 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 6.	78
Figura A.11 Resultado da segmentação do feto no exame 7. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	79
Figura A.12 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 7.	80
Figura A.13 Resultado da segmentação do feto no exame 9. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	81
Figura A.14 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 9.	82
Figura A.15 Resultado da segmentação do feto no exame 10. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.	83
Figura A.16 Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 10.	84

Lista de tabelas

Tabela 5.1	Resultados quantitativos obtidos através do cálculo do coeficiente Dice entre nossas segmentações do saco gestacional e as segmentações manuais realizadas pelo especialista.	49
Tabela 5.2	Resultados quantitativos obtidos através do cálculo do coeficiente Dice entre nossas segmentações do feto e as segmentações manuais realizadas pelo especialista.	56

1

Introdução

Exames de ultrassom possuem um importante papel na obstetrícia, sendo amplamente utilizados em consultas pré-natais para a detecção de anomalias congênitas e gestações múltiplas, estimativa de idade gestacional e avaliação do crescimento fetal. O uso da ultrassonografia como principal modalidade de imageamento para acompanhamento da gravidez se deve a seu baixo custo, baixo risco e sua execução em tempo real (1). As avaliações são realizadas por profissionais através de diferentes medidas biométricas, como a circunferência craniana, comprimento do fêmur e comprimento crânio-caudal (2). Visando aumentar a consistência e reprodutibilidade das avaliações, a maior parte dos estudos na área de segmentação de imagens de ultrassom fetal foca na automação dessas medições.

A segmentação é o processo de identificar em uma imagem digital as posições dos *pixels* pertencentes a uma estrutura ou região de interesse. A figura 1.1 mostra um exemplo de segmentação do feto em uma imagem de ultrassom. A segmentação de uma estrutura em um exame de ultrassom é uma etapa importante na automação de sua medição. A qualidade da segmentação é essencial para a precisão das medidas.

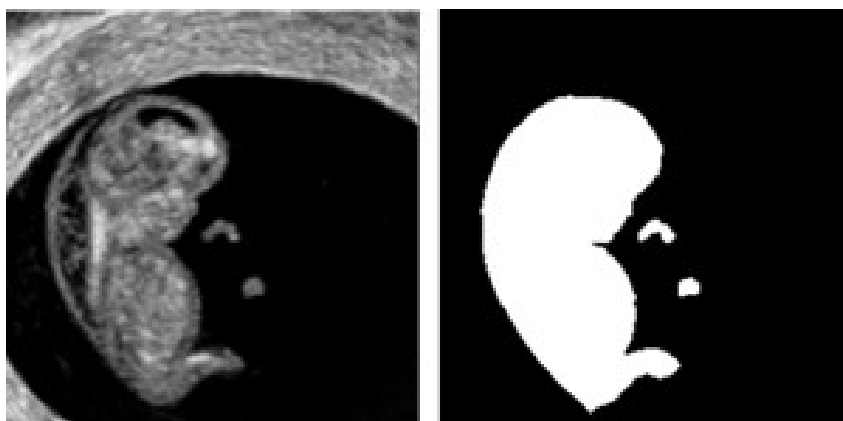


Figura 1.1: Exemplo de segmentação do feto em um exame de ultrassom. À esquerda: fatia 2D de um exame 3D de ultrassom; À direita: resultado da segmentação manual do feto.

O desenvolvimento de algoritmos de segmentação é uma das tarefas mais desafiadoras da área de imageamento médico. A segmentação de imagens de

ultrassom é particularmente difícil devido à qualidade da imagem. A presença de artefatos como o ruído *speckle* e sombras acústicas, combinada com o fato de que o contraste entre as regiões de interesse é muitas vezes baixo (3), torna a tarefa especialmente desafiadora.

Apesar dos desafios, um número crescente de estudos tratando do tema da segmentação em imagens de ultrassom tem sido publicado nos últimos anos. Avanços tecnológicos dos dispositivos de aquisição de imagens de ultrassom estimularam o crescimento de seu uso em diferentes aplicações, gerando o aumento do interesse na realização de segmentações nessas imagens (3).

1.1

Motivação

No ano 2000, a máquina de ultrassom em tempo real moderna, com transdutores abdominais e transvaginais de alta resolução e funcionalidades 3D/4D já havia sido introduzida no mercado. A figura 1.2 mostra uma sequência 4D de imagens de um feto de 29 semanas com mudanças de expressões faciais e posicionamentos de mão (4).



Figura 1.2: Sequência 4D de imagens de um feto de 29 semanas mostrando diferentes expressões faciais e movimentos de mão. Fonte: (4).

Por mais de três décadas, diferentes tentativas de realizar uma estimativa do peso fetal através de exames 2D de ultrassom foram realizadas. A ultrassonografia 3D tem o potencial de melhorar as estimativas através da volumetria (5). O grande número de estudos publicados nesse assunto é uma evidência clara da importância do cálculo do peso pré-natal (6). O advento da ultrassonografia tridimensional possibilitou também o uso do volume fetal como medida biométrica para monitorar seu desenvolvimento (7).

Entretanto, ainda não existe um método padrão para a realização da volumetria fetal e a maioria dos estudos conta com a realização de segmentações manuais em um de dois diferentes métodos: método multiplanar paralelo e método VOCAL™ (Virtual Organ Computer-aided AnaLysis, General Electric Medical Systems, Kretztechnik, Zipf, Austria) (8).

O primeiro consiste no desenho manual do contorno do feto em diferentes fatias paralelas. Em alguns casos, como no estudo feito por Blaas et al. (5),

o processo é simplificado e apenas algumas fatias são segmentadas (figura 1.3). Em casos em que uma maior precisão é necessária, todas as fatias são segmentadas manualmente, tornando o processo mais lento. A figura 1.4 mostra o resultado da segmentação multiplanar de todas as fatias de um volume 3D. Nesse trabalho, o objetivo de Werner et al. (9) era gerar segmentações realistas para impressão 3D.

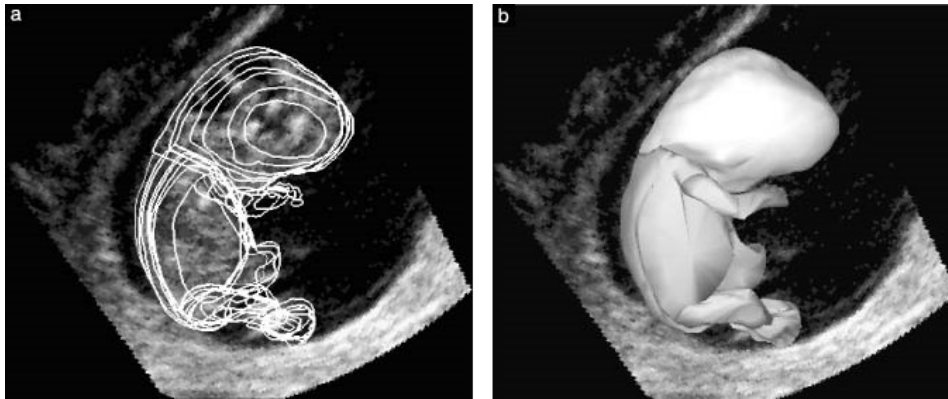


Figura 1.3: Exemplo de segmentação do feto através do método multiplanar paralelo manual em fatias selecionadas. (a) Linhas de segmentação usadas na reconstrução; (b) Reconstrução 3D gerada a partir da segmentação manual. Fonte: (5).

O outro método mais utilizado para a volumetria fetal, a técnica VOCAL, consiste no desenho manual de contornos do feto em diferentes fatias dentro de um mesmo eixo de rotação. Diferentes ângulos de rotação podem ser utilizados (6° , 9° , 15° e 30°) (10). Esse método dificulta a inclusão dos membros do feto na segmentação e alguns autores optam pela exclusão desses em seus estudos. A figura 1.5 mostra o resultado da segmentação da cabeça e tronco do feto através da técnica VOCAL em um estudo realizado por Falcon et al. (11).

Neste trabalho, desenvolvemos e testamos um método semiautomático de segmentação do feto em exames de ultrassom 3D realizados no primeiro trimestre de gestação. Devido às dificuldades citadas (ruído *speckle*, baixo contraste, etc), bons métodos de segmentação em imagens de ultrassom devem fazer uso de características esperadas das estruturas específicas a serem segmentadas (3). Ou seja, os métodos devem ser criados para uma tarefa específica de segmentação. Esse pensamento guiou o desenvolvimento da nossa estratégia de segmentação, que através uma sequência de passos simples antingiu bons resultados na realização de uma tarefa complexa.

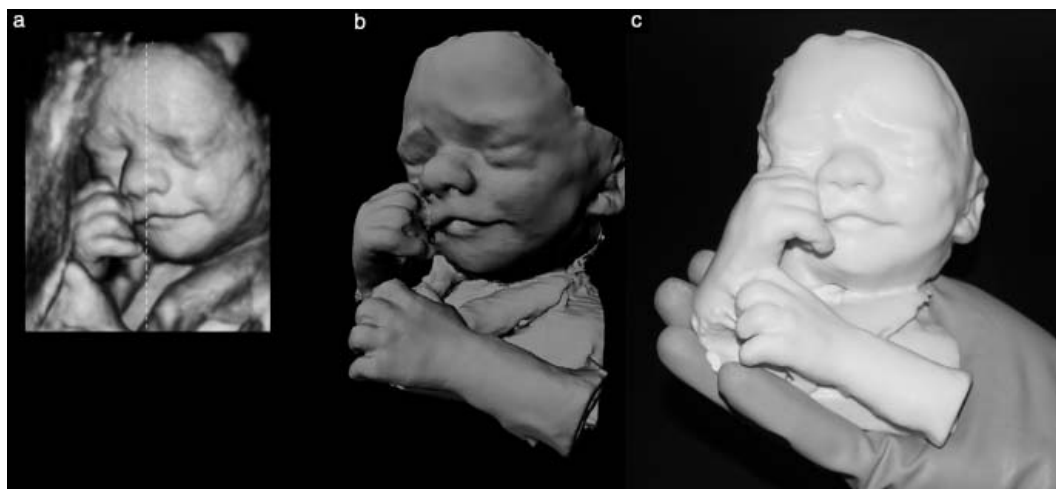


Figura 1.4: Exemplo de segmentação do feto através do método multiplanar paralelo manual em todas as fatias do volume 3D. (a) Renderização volumétrica do volume original; (b) Reconstrução 3D gerada a partir da segmentação manual; (c) Modelo físico impresso da reconstrução 3D. Fonte: (9).

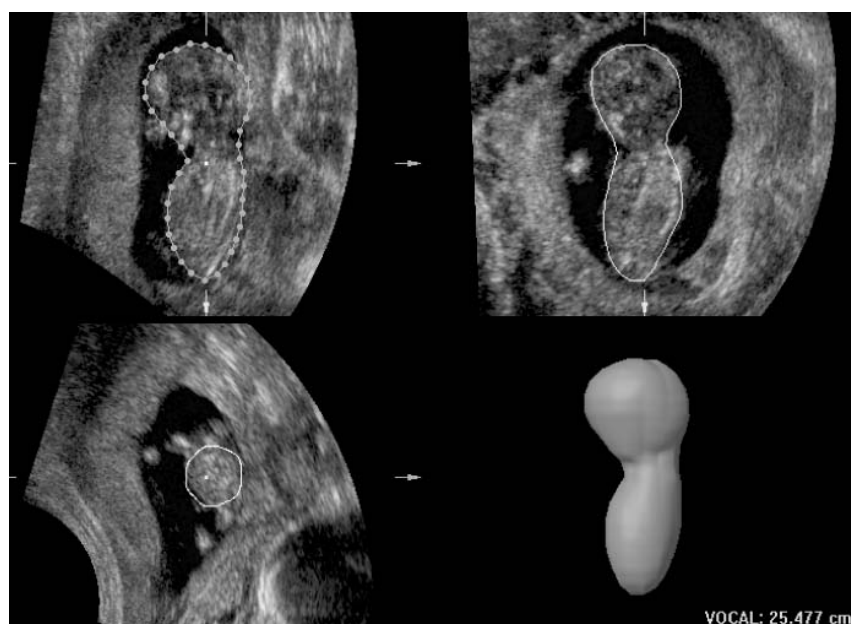


Figura 1.5: Volume 3D da cabeça e tronco de feto obtido através da técnica VOCAL. Essa técnica dificulta a inclusão dos membros na segmentação. Fonte: (11).

1.2

Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver e avaliar uma técnica semiautomática para a segmentação de embriões e jovens fetos (até o terceiro mês de idade gestacional) em exames tridimensionais de ultrassom. É durante o primeiro trimestre que todo o volume fetal cabe dentro do campo de visão da sonda de ultrassom.

Como nossa estratégia para a segmentação fetal passa por uma etapa de segmentação do saco gestacional, podemos dizer que também é nosso objetivo o desenvolvimento e avaliação de um método interativo de segmentação do saco gestacional em exames realizados até o terceiro mês de gestação.

1.3

Estrutura

Este trabalho está organizado da seguinte forma: no capítulo 2 são apresentados o processo de formação das imagens de ultrassom em Modo B e os artefatos associados a esse tipo de imagem; no capítulo 3 fazemos uma revisão dos trabalhos relacionados à segmentação do feto em imagens de ultrassom 3D e um mapeamento sistemático dos trabalhos publicados sobre a segmentação de diferentes estruturas em imagens de ultrassom fetal; no capítulo 4 apresentamos e explicamos as diferentes etapas do método proposto para a segmentação supervisionada do feto; o capítulo 5 detalha a metodologia dos testes e os resultados obtidos; no capítulo 6 estão as conclusões encontradas nesse projeto e possíveis trabalhos futuros.

2

Fundamentação Teórica

2.1

Imagens de Ultrassom em Modo B

Ultrassom é a onda sonora com frequência acima do limite de audição humana (20 kHz). Ao interagir com um tecido, a onda de ultrassom está sujeita a sofrer fenômenos ópticos como reflexão, refração, espalhamento, interferência e absorção. As técnicas de imageamento por ultrassonografia se baseiam na medição dos ecos transmitidos de volta de um meio quando esse é atingido por uma onda de ultrassom (12). Tecidos de diferentes composições e densidades refletem ondas de formas distintas. As características do sinal refletido (amplitude, fase, etc.) fornecem informações sobre o tecido atingido que são então traduzidas para formar a imagem de ultrassom. Essa tradução é feita de diferentes formas, a depender do modo de escaneamento empregado. As imagens utilizadas neste trabalho foram produzidas através de um modo de escaneamento conhecido como Modo B (brilho).

As imagens produzidas pelo escaneamento no Modo B são formadas pela tradução da amplitude dos sinais refletidos pelos tecidos em uma escala de níveis de cinza dentro de uma grade 2D de *pixels*, formando assim uma representação em duas dimensões em escala de cinzas dos tecidos escaneados (figura 2.1). A aquisição das imagens de ultrassom tridimensional é realizada na maioria dos sistemas através da varredura de uma ponta de prova 2D na área de interesse e o empilhamento das imagens para formar um volume 3D (13).

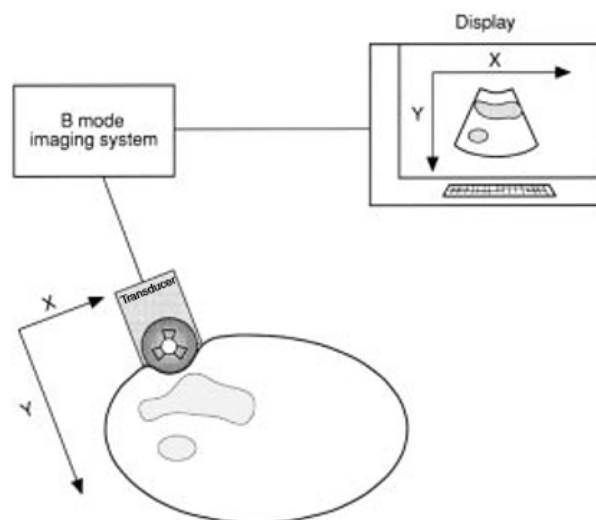


Figura 2.1: Sistema de aquisição de ultrassom em Modo B (*B mode imaging system*). A amplitude do sinal refletido dos tecidos é captada pelo transdutor (*Tranducer*) e traduzida para um valor em uma escala de níveis de cinza em cada ponto das coordenadas X e Y da imagem mostrada no monitor (*Display*). Fonte: (14).

2.2

Artefatos Característicos de Imagens de Ultrassom em Modo B

Devido a limitações físicas inerentes ao processo de aquisição de imagens em Modo B, diferentes artefatos são comumente encontrados nessas imagens, diminuindo sua qualidade e dificultando sua interpretação. É considerada um artefato, qualquer informação na imagem de ultrassom que não corresponde a uma representação real da estrutura escaneada. Dos diferentes tipos de artefatos comumente encontrados em imagens de ultrassom em Modo B, dois estavam presentes em todas as nossas imagens de teste: sombras acústicas, e ruído *speckle*.

Sombras acústicas são caracterizadas por um vazio de informação em determinadas regiões da imagem de ultrassom. Elas ocorrem normalmente atrás de estruturas que absorvem ou refletem fortemente as ondas sonoras. Quando o feixe de ultrassom encontra um tecido altamente absorvente ou refletor, a amplitude do feixe nas regiões escondidas por esse tecido é reduzida, fazendo com que os ecos que retornam dessas regiões tenham também uma baixa amplitude (15). A baixa amplitude dos ecos provenientes das regiões sombreadas produz uma representação falsamente escura dessas regiões na imagem final. A figura 2.2 mostra um exemplo de uma fatia de um exame 3D de ultrassom fetal com uma região artificialmente escura devido à presença de uma sombra acústica.

O ruído *speckle* é um ruído granular inerente às imagens de ultrassom

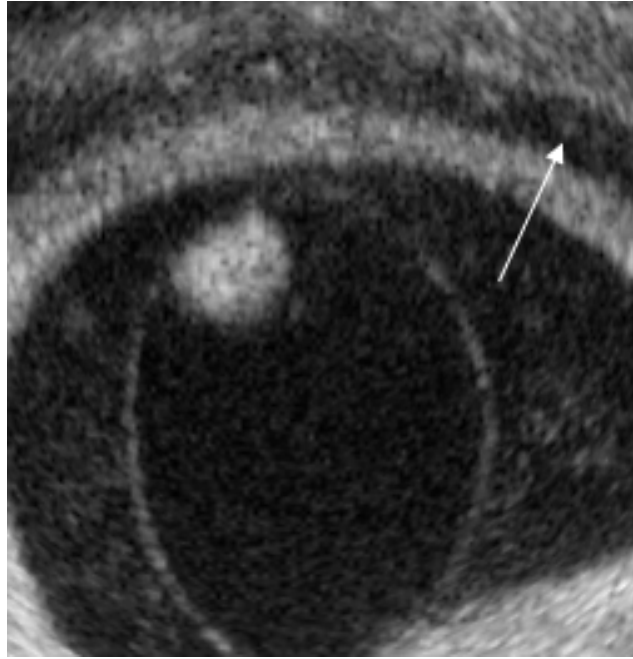


Figura 2.2: Fatia 2D de um exame 3D de ultrassom fetal corrompido por sombra acústica e ruído *speckle*. A seta branca indica uma região artificialmente escura devido à presença de uma sombra acústica. O ruído *speckle* pode ser visto em toda a imagem, gerando uma textura granular nos tecidos.

(figura 2.2). Ele é causado pela interferência dos ecos de ultrassom refletidos por estruturas pequenas, com um espaçamento menor que o limite de resolução do sistema de aquisição (15). O ruído *speckle* degrada a resolução da imagem e tem um impacto significativo em sua qualidade final. A degradação causada por esse tipo de artefato é uma das principais dificuldades para o desenvolvimento de métodos automáticos para extração de atributos, análise e, no nosso caso, segmentação.

3

Trabalhos Relacionados

A segmentação é geralmente a primeira etapa do processo de análise de uma imagem e sua qualidade é um fator determinante para o eventual sucesso ou fracasso da análise. A tarefa de segmentação é altamente desafiadora, sendo a segmentação automática uma das tarefas mais difíceis do processamento de imagens (16). Devido à importância e à dificuldade da tarefa, existe uma extensa bibliografia dedicada ao problema da segmentação em imagens digitais.

Existem centenas de técnicas de segmentação na literatura. Não existe, entretanto, um único método que possa ser considerado igualmente bom para todos os tipos de imagem. Até a escolha de uma técnica apropriada para um tipo específico de imagem é um problema difícil (17). Algoritmos desenvolvidos para imagens de ressonância magnética nem sempre serão apropriados para imagens de tomografia ou de ultrassom, por exemplo.

No caso das imagens de ultrassom, a segmentação é muito influenciada pela qualidade das imagens e a baixa relação sinal/ruído dos dados. Além do fato de que o contraste entre as áreas de interesse é muitas vezes baixo, a presença de diferentes artefatos nas imagens torna a tarefa de segmentação particularmente desafiadora (3). Apesar da dificuldade da tarefa, o interesse no desenvolvimento de técnicas de segmentação apropriadas para imagens de ultrassom vem crescendo e cada vez mais artigos são publicados a respeito do tema.

Devido às dificuldades inerentes ao processo, bons métodos de segmentação de imagens de ultrassom devem levar em consideração as características esperadas das estruturas que serão segmentadas (3). Ou seja, os métodos devem ser desenvolvidos para uma tarefa bem definida de segmentação. Dentro do conjunto de trabalhos dedicados ao problema de segmentação em imagens de ultrassom, os que tratam especificamente de segmentação em exames de ultrassom fetal focam majoritariamente na automatização de medições biométricas de estruturas como a cabeça ou o fêmur.

Os únicos artigos encontrados que tentam segmentar o feto inteiro em exames de ultrassom 3D foram publicados por Dahdouh et al. (18, 19). Os autores utilizaram um método baseado em contornos ativos combinando modelagem paramétrica de distribuição de intensidades e primitivas de formas.

O método envolve etapas complexas como a utilização de uma base de modelos de fetos em diferentes idades gestacionais (figura 3.1) e posicionamentos de membros variados (figura 3.2) como primitivas de forma para a segmentação. Os autores construíram também uma base de modelos de costas fetais em diferentes idades gestacionais (figura 3.3) para usar em uma etapa de pós-processamento responsável por realizar a separação entre o feto e a parede uterina. Essa etapa necessita de intervenção humana para identificar o topo da cabeça e o fim da coluna do feto. A figura 3.4 mostra um exemplo dos resultados obtidos pelo método sem e com as primitivas de forma. Apesar do esforço dos autores para construir uma base de dados com posicionamentos de membros variados, as diferentes posições representadas não foram suficientes para prevenir a perda de membros em algumas das segmentações. A dificuldade de usar informações a priori de forma para a segmentação do feto está no enorme número de variações de forma que os fetos podem ter ao longo de suas diferentes idades gestacionais e a grande quantidade de posicionamentos possíveis para seus membros.

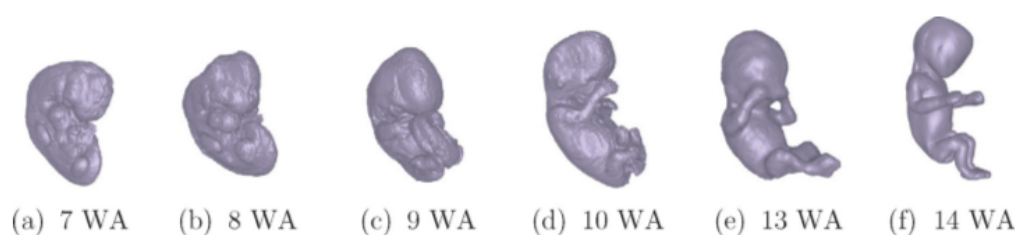


Figura 3.1: Exemplos dos protótipos de fetos em diferentes idades gestacionais usados por Dahdouh et al. em seu método. A idade está contada em semanas de amenorreia (WA - *Weeks of Amenorrhea*). Os modelos foram usados como informação a priori de forma para a segmentação. Fonte: (19).

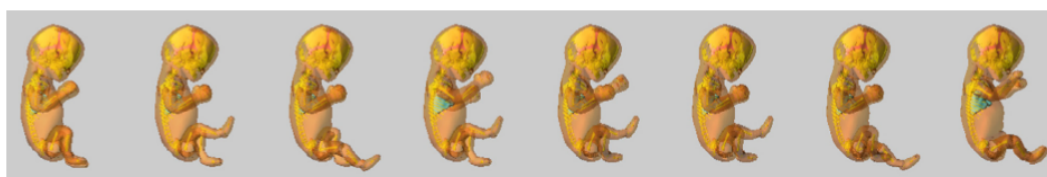


Figura 3.2: Exemplo dos diferentes posicionamentos de membros disponíveis na base de modelos de fetos usada por Dahdouh et al. em seu método. Os modelos foram usados como informação a priori de forma para a segmentação. Fonte: (19).

Um estudo realizado por Sur et al. (20) introduz uma técnica semiautoática para a medição do volume do embrião no primeiro trimestre. Para calcular o volume do embrião, os autores usaram a ferramenta de *software* VOCAL (General Electric Healthcare) para segmentar manualmente o saco gestacional e

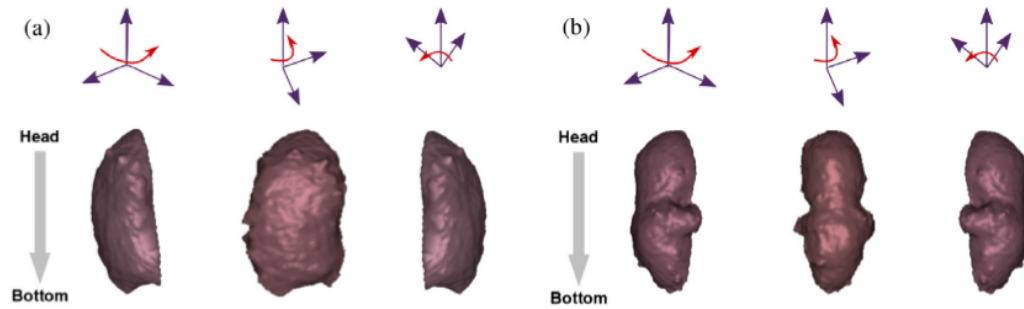


Figura 3.3: Modelos de costas de feto com (a) 13 e (b) 14 semanas de amenorreia. Os modelos de costas foram usados no método de Dahdouh et al. em uma etapa de pós-processamento responsável pela separação entre o feto e a parede uterina. Fonte: (19).

a vesícula vitelínica e calcular seus volumes. A ferramenta SonoAVC (21) foi então utilizada para calcular automaticamente o volume dos fluidos no interior do saco gestacional. O volume fetal foi então obtido através da subtração do volume do saco gestacional pelos volumes dos fluidos e da vesícula vitelínica. As estruturas de interesse para o procedimento são mostradas na figura 3.5. Nós adotamos essa estratégia de utilizar a segmentação do saco gestacional para realizar a segmentação do feto em nosso método, que será descrito na próxima seção.

A segmentação do saco gestacional em exames de ultrassom 3D foi estudada por Piña et al. em (22). Os autores abordaram o problema da segmentação tridimensional do saco gestacional através da propagação de segmentações bidimensionais das fatias do exame por contornos ativos.

Como não existem muitos trabalhos que abordam a nossa tarefa específica de segmentação, fizemos um mapeamento sistemático dos trabalhos publicados sobre segmentação de qualquer estrutura em imagens de ultrassom fetal. Ao nosso conhecimento, esse é o primeiro mapeamento de artigos sobre segmentação em imagens de ultrassom fetal.

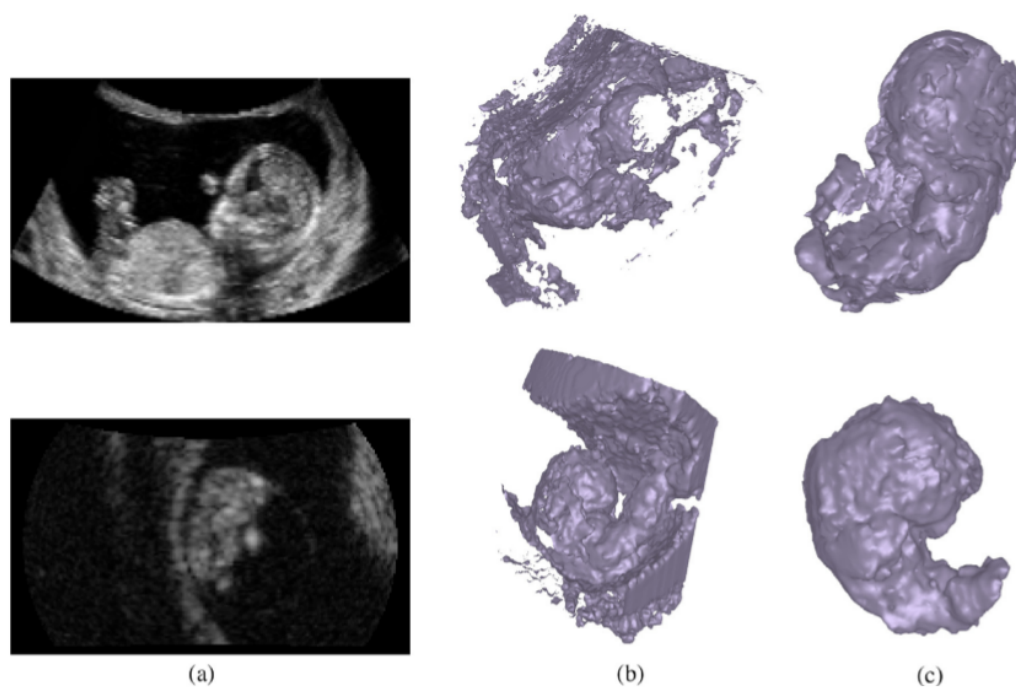


Figura 3.4: Resultados obtidos através do método de segmentação proposto por Dahdouh et al.. (Coluna a) Fatias das imagens originais de ultrassom 3D. (Coluna b) Fetos segmentados sem as informações a priori de forma. (Coluna c) Fetos segmentados com as informações a priori de forma. Fonte: (19).

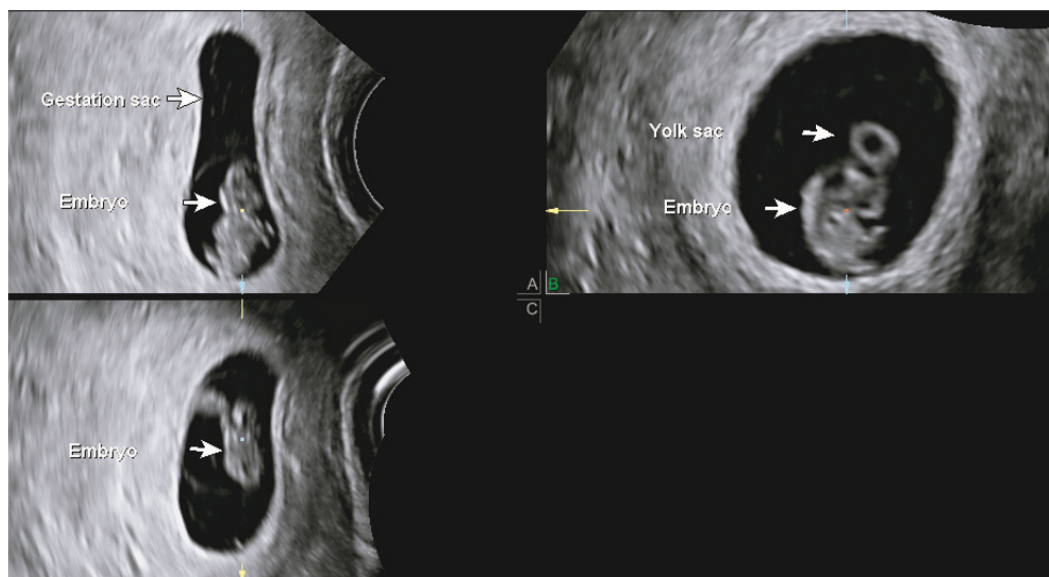


Figura 3.5: Estruturas de interesse para o método de volumetria do embrião introduzido por Sur et al. As flechas brancas indicam as três estruturas: Embrião (*embryo*), saco gestacional (*gestational sac*) e vesícula vitelínica (*yolk sac*). Fonte: (20).

3.1

Mapeamento Sistemático

O objetivo deste mapeamento sistemático é ganhar uma visão geral da pesquisa existente na área de segmentação em imagens de ultrassom fetal e responder a três perguntas de pesquisa:

- *Pergunta 1: A segmentação de quais estruturas foi abordada nos estudos?*
- *Pergunta 2: Quais métodos de segmentação foram utilizados?*
- *Pergunta 3: Os estudos incluíram uma etapa de filtragem anterior à de segmentação? Quais métodos de filtragem foram utilizados?*

A busca pelos artigos foi realizada entre os dias 10/04/2017 e 04/05/2017 nas bases de artigos PubMed e Scopus. A seguinte *string* de busca foi utilizada para a pesquisa em ambas as bases:

('fetal' OR 'foetal' OR 'fetus' OR 'foetus' OR 'obstetric*') AND
('ultrasound' OR 'ultrasonography' OR 'US') AND ('segmentation')

Essa *string* de busca retornou o total de 328 resultados nas duas bases, sendo 91 na PubMed e 237 na Scopus. Para a seleção dos artigos que participaram do estudo, utilizamos os critérios de inclusão e exclusão listados abaixo:

- *Inclusão: Artigos em inglês que descrevem e avaliam técnicas automáticas ou semiautomáticas de segmentação de estruturas humanas em exames de ultrassonografia fetal.*
- *Exclusão: Artigos que reportam os mesmos resultados que outro artigo já incluído; Levantamentos e resultados de desafios.*

Após a aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, 66 dos 328 artigos retornados foram revisados. Os estudos incluídos em nosso mapeamento foram publicados entre os anos de 1991 e 2017. A figura 3.6 mostra a distribuição dos artigos selecionados por ano de publicação e inclui a informação da dimensão das imagens de teste (2D ou 3D). Podemos observar no gráfico o crescimento do número de publicações a partir de 2013. Podemos também observar que a maior parte dos trabalhos publicados foca na segmentação de imagens de ultrassom bidimensional.

Para responder às três perguntas de pesquisa, buscamos as seguintes informações nos artigos selecionados: estrutura segmentada (pergunta 1), método de segmentação (pergunta 2) e método de filtragem pré-segmentação (pergunta 3).

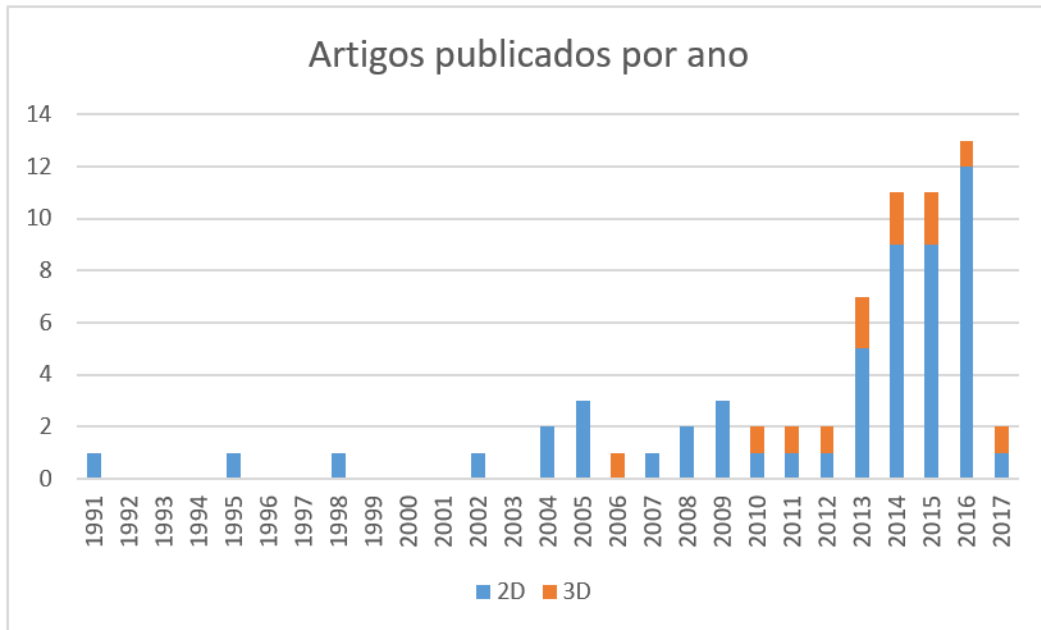


Figura 3.6: Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por ano de publicação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente.

Pergunta 1: A segmentação de quais estruturas foi abordada nos estudos?

Nós coletamos nos artigos selecionados todas as estruturas em que o método de segmentação proposto no estudo havia sido testado. A maior parte dos estudos foca na segmentação de uma estrutura única, mas isso não é uma regra. Para reduzir o número de categorias de estruturas, algumas delas foram agrupadas. A figura 3.7 mostra a distribuição dos artigos selecionados por estrutura segmentada. Cabeça, coração e fêmur foram as estruturas mais comumente segmentadas. A segmentação do feto em exames tridimensionais foi abordada em dois estudos. O primeiro foi realizado por Dahdouh et al. (18, 19) e já foi descrito na subseção anterior. O segundo foi realizado por Nguyen et al. (23) e focou na extração apenas da superfície frontal do feto, problema diferente do nosso. O único trabalho que estudou a segmentação do saco gestacional em exames 3D foi o realizado por Piña et al. (22), já citado na subseção anterior.

Pergunta 2: Quais métodos de segmentação foram utilizados?

Buscamos nos artigos selecionados pelos algoritmos testados na segmentação das estruturas. Devido ao grande número de algoritmos e a dificuldade de tradução de muitos dos nomes, mantivemos os nomes em inglês. Na figura 3.8 temos a distribuição dos artigos por método de segmentação. Os métodos baseados em contornos ativos (*Active contours/Level-set*) foram os mais utilizados pelos pesquisadores, seguido por métodos de clusterização (*Clustering*)

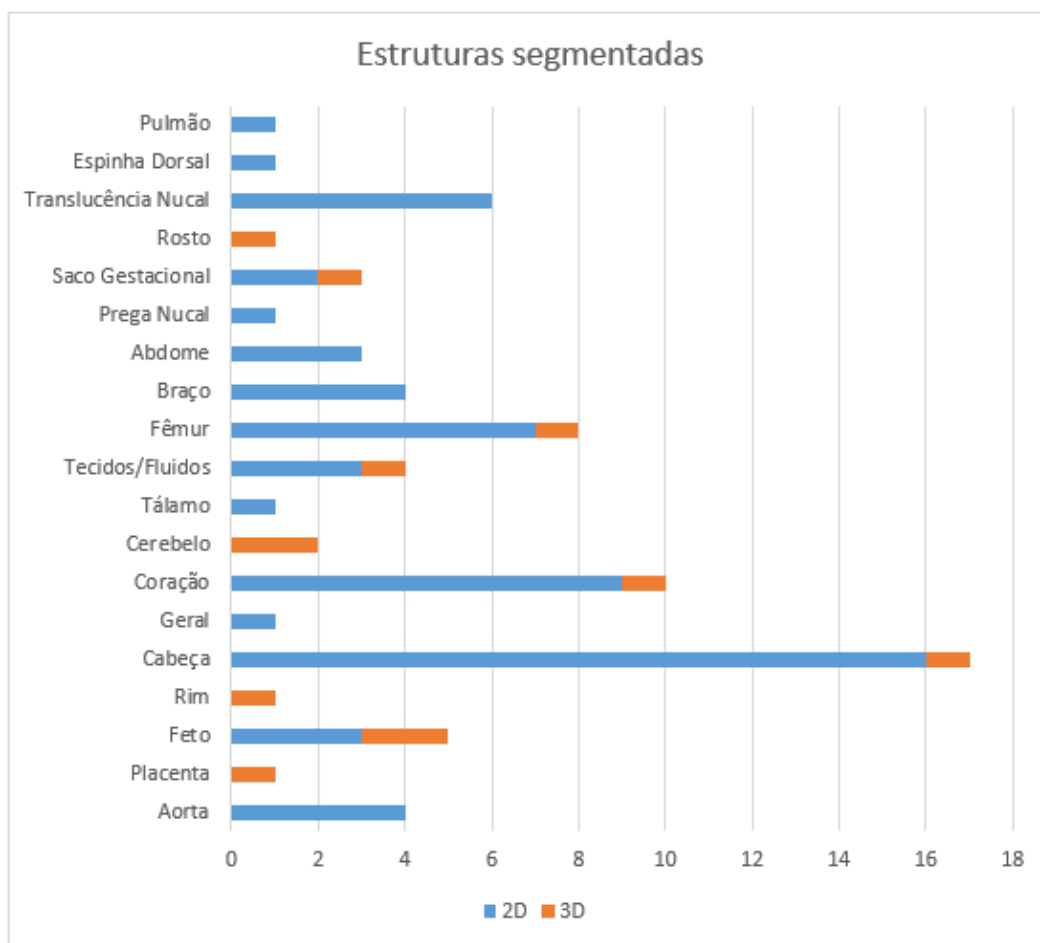


Figura 3.7: Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por estrutura segmentada. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente.

e limiarização (*Thresholding*).

Pergunta 3: Os estudos incluíram uma etapa de filtragem anterior à de segmentação? Quais métodos de filtragem foram utilizados?

Assim como os algoritmos de segmentação, mantivemos os nomes dos algoritmos de filtragem em inglês. A figura 3.9 mostra a distribuição dos trabalhos por método de filtragem. A grande maioria dos trabalhos não teve uma etapa de remoção de ruídos das imagens antes da realização da segmentação. Nos estudos que incluíram a etapa inicial de filtragem, os métodos mais utilizados foram variações de filtros de difusão anisotrópica (*Anisotropic diffusion*) e de mediana (*Median filtering*).

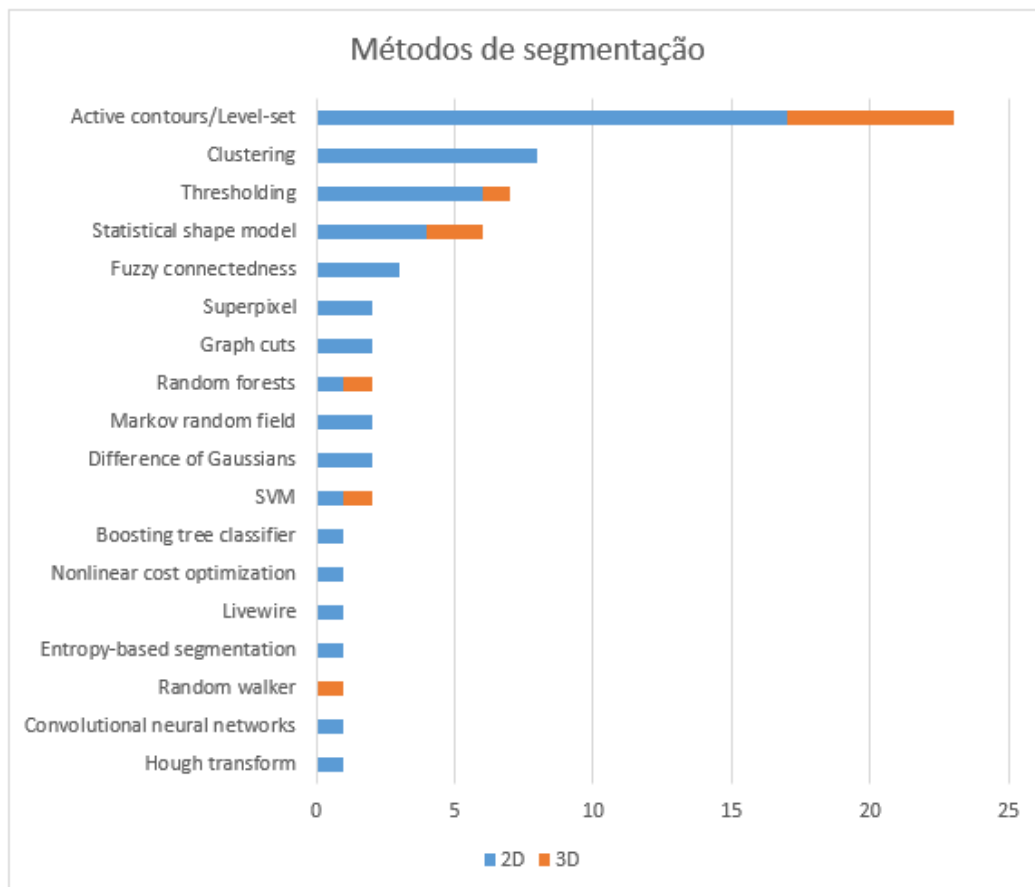


Figura 3.8: Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por método de segmentação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente.

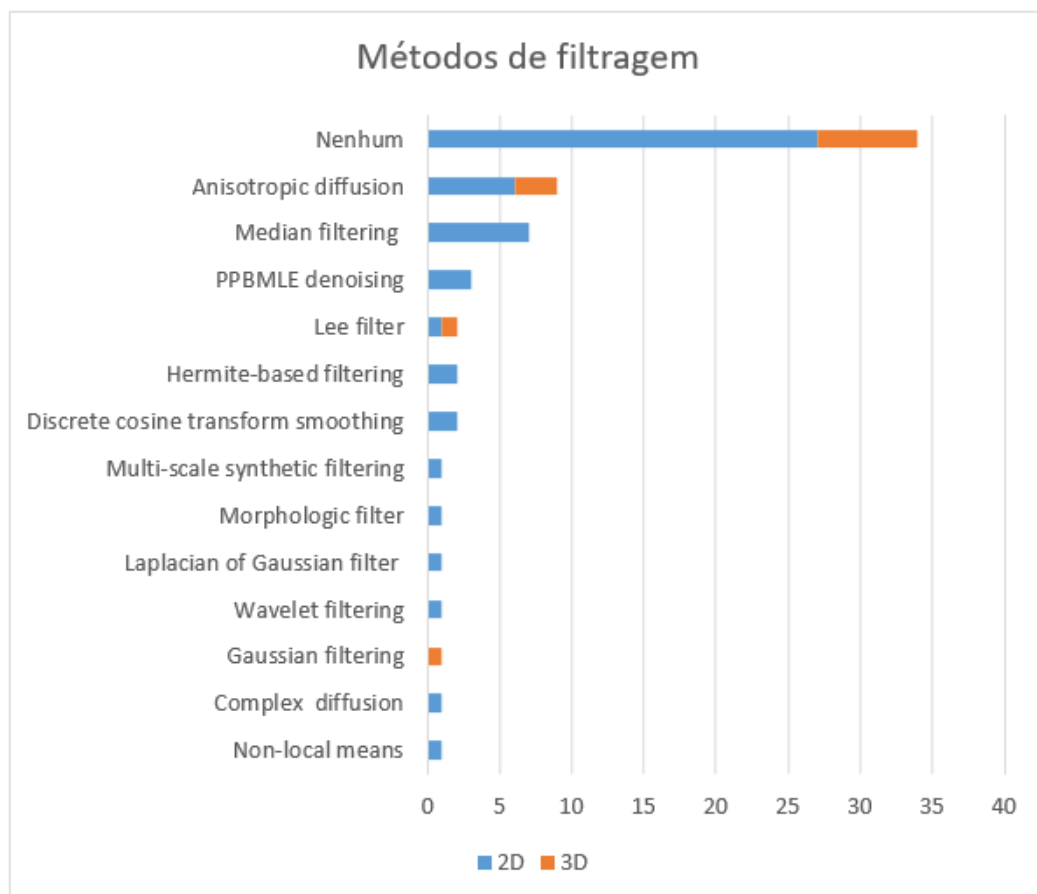


Figura 3.9: Distribuição dos artigos incluídos no mapeamento sistemático por método de filtragem pré-segmentação. As barras azuis e laranjas representam a contagem dos artigos que focaram na segmentação de imagens 2D e 3D respectivamente.

Neste capítulo será apresentado o método proposto por este trabalho para a segmentação do feto em exames de ultrassom tridimensional realizados no primeiro trimestre de gestação.

Os aspectos mais desafiadores do nosso problema de segmentação são: a qualidade das imagens e a presença dos diferentes artefatos característicos de exames de ultrassom; a falta de contraste entre os tecidos fetais e maternos, tornando difícil a sua diferenciação; o fato de que as costas do feto estão muitas vezes apoiadas contra a parede uterina; a conexão entre a mãe e o feto através do cordão umbilical.

Para superar essas dificuldades, nós fizemos uso de algumas características esperadas dos exames de ultrassom fetal e dividimos a tarefa em duas tarefas mais simples. A primeira tarefa é realizar a segmentação do saco gestacional. O saco gestacional é uma cavidade de fluido de forma aproximadamente esférica que envolve o embrião. A segmentação do saco gestacional é mais simples que a do feto devido a sua forma bem comportada e suave e o alto contraste na maior parte do seu contorno. Dentro do saco gestacional podem ser encontrados majoritariamente fluidos e tecidos fetais.

Devido a seu alto contraste nas imagens, a separação dos tecidos e fluidos nos exames de ultrassom também é uma tarefa mais simples do que a segmentação do feto. Os fluidos são comumente identificáveis como regiões escuras nas imagens e os tecidos como regiões claras. As principais estruturas claras encontradas dentro do saco gestacional são o feto, o cordão umbilical, a vesícula vitelínica e o âmnio. Essas estruturas são mostradas na figura 4.1. A segunda tarefa do nosso método é segmentar os tecidos no interior do saco gestacional e eliminar as estruturas que não correspondem a tecidos fetais. Neste trabalho, nós consideramos o cordão umbilical como parte do feto, devendo esse fazer parte da segmentação final. Essa decisão foi tomada devido à grande semelhança em forma entre o cordão e os membros do feto, que tornaria a distinção automática entre eles extremamente difícil.

A realização dessas duas tarefas foi dividida em quatro etapas, sendo as duas primeiras responsáveis pela primeira tarefa e as duas últimas pela segunda. As próximas seções descrevem as quatro etapas do nosso método de

segmentação:

- *Etapa 1: Segmentação do saco gestacional.*
- *Etapa 2: Correção da segmentação do saco gestacional.*
- *Etapa 3: Segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional.*
- *Etapa 4: Eliminação de estruturas indesejadas e correção da segmentação dos tecidos fetais.*

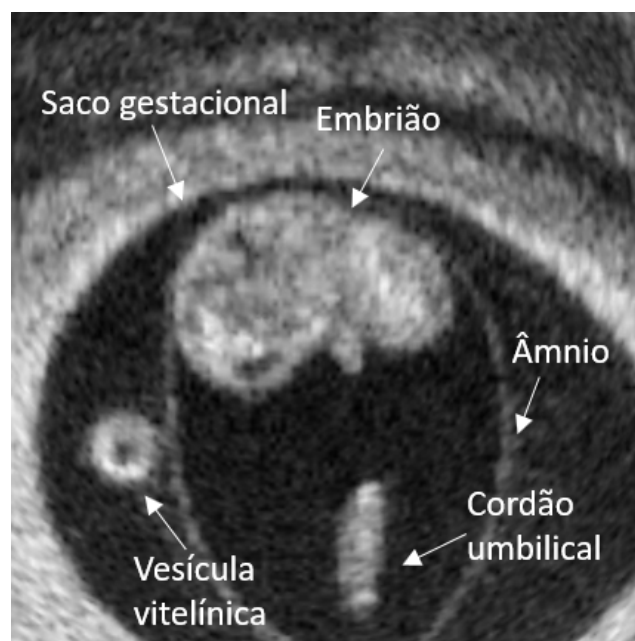


Figura 4.1: Estruturas de interesse para o método de segmentação do feto proposto por este trabalho.

4.1

Segmentação do Saco Gestacional

Apesar de ser mais simples do que a segmentação do feto, segmentar o saco gestacional em imagens de ultrassom 3D é por si só um problema desafiador. Por se tratar de uma estrutura que possui tecidos e fluidos, o saco gestacional não representa uma região com níveis de cinza uniformes na imagem de ultrassom. Essa característica inviabiliza o uso de grande parte dos principais métodos tradicionais de segmentação. Além disso, por se tratarem de imagens de ultrassom 3D, a chance de que regiões críticas da imagem estejam altamente afetadas por artefatos de imagem aumentam. No caso do ultrassom bidimensional, o operador tem maior controle para garantir a qualidade da aquisição nas regiões principais. Algumas de nossas imagens de teste estavam afetadas por sombras acústicas e atenuação de sinal na região da borda do saco

gestacional, dificultando sua segmentação (figura 4.2). Outra característica que dificulta a segmentação é o fato de que muitas vezes o feto está encostado nas paredes do saco, tornando difícil a sua diferenciação dos tecidos maternos externos ao saco (figura 4.3).

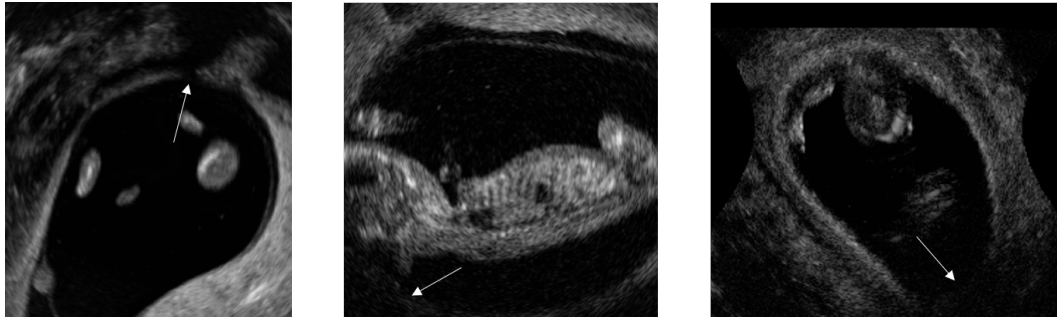


Figura 4.2: Exemplos de fatias de três diferentes volumes de ultrassom 3D com degradação na região da borda do saco gestacional devido a sombras acústicas e atenuação de sinal. Setas brancas apontam as regiões afetadas pelos artefatos.

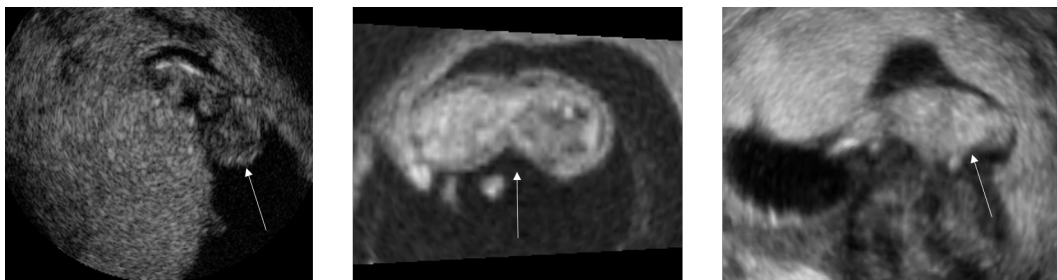


Figura 4.3: Exemplos de fatias de três diferentes volumes de ultrassom 3D em que o feto está encostado nas paredes do saco gestacional, tornando difícil a sua diferenciação dos tecidos maternos externos ao saco. Setas brancas indicam o feto.

Devido a essas dificuldades, nós utilizamos um método semiautomático de segmentação 2D fatia a fatia com propagação entre fatias. O algoritmo utilizado para a segmentação foi uma versão local do algoritmo baseado em contornos ativos por regiões proposto por Chan e Vese em (26). O método será explicado nas próximas subseções. A figura 4.4 mostra um exemplo dos dados de entrada e saída dessa etapa do nosso método de segmentação.

4.1.1

Contornos Ativos e o Método Chan-Vese Local

Modelos de contornos ativos são muito usados em problemas de segmentação de imagens médicas. Como vimos em nosso mapeamento sistemático, os algoritmos baseados em contornos ativos são os mais utilizados nos trabalhos de segmentação de imagens de ultrassom fetal.

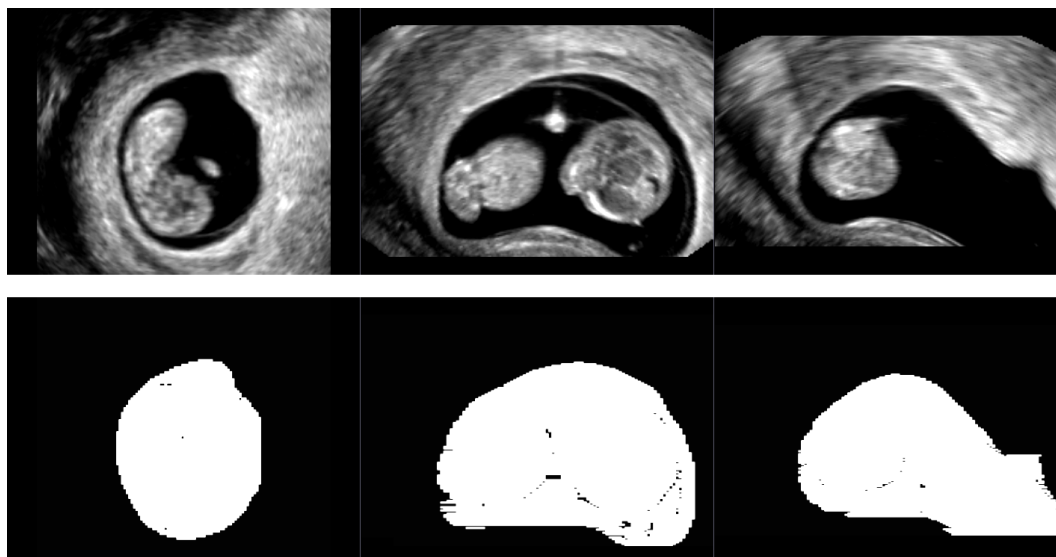


Figura 4.4: Exemplo dos dados de entrada e saída da primeira etapa do nosso método de segmentação: a segmentação do saco gestacional. Acima: três vistas ortogonais do volume original. Abaixo: três vistas do resultado do processo de segmentação do saco gestacional.

A ideia básica por trás de métodos de segmentação por contornos ativos é a evolução de uma curva inicial sujeita a forças internas e externas que levam a curva a se moldar ao objeto segmentado. As forças que controlam a evolução da curva são formuladas como uma função de custo a ser minimizada. O método foi proposto por Kass et al. (24).

No artigo original, os autores destacam a capacidade do método de realizar a segmentação de objetos em movimento em frames de vídeo sem a necessidade de múltiplas inicializações. Após a segmentação do objeto no primeiro frame, deformações do objeto são acompanhadas automaticamente pelo contorno de segmentação (figura 4.5). Essa propriedade é útil também na realização de segmentações fatia a fatia em imagens médicas tridimensionais. Assim como em frames consecutivos de vídeo, as variações de forma de uma estrutura em fatias consecutivas são muitas vezes pequenas o suficiente para que a segmentação seja corretamente atualizada sem reinicializações.

Na formulação original do método, um detector de bordas é utilizado para parar a evolução da curva na fronteira do objeto segmentado. Uma borda em uma imagem é o limite entre duas regiões com características distintas de níveis de cinza.

Os métodos de segmentação baseados em bordas assumem que as sub-regiões da imagem são suficientemente uniformes para que a transição entre duas sub-regiões possa ser identificada a partir das discontinuidades da imagem. Esses métodos tendem a funcionar bem em imagens com fronteiras bem definidas e com baixo nível de ruído (25).

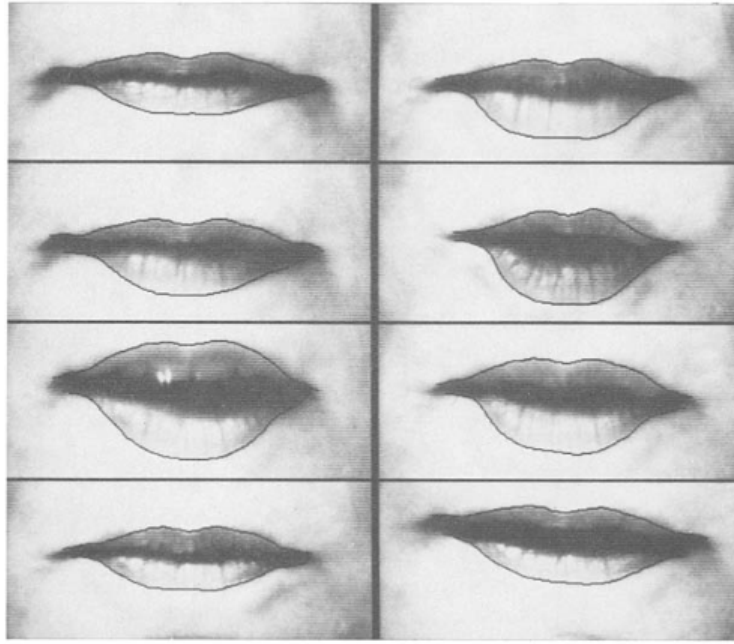


Figura 4.5: Frame de uma sequência de vídeo mostrando a segmentação de um objeto em movimento com uma única inicialização do método proposto por Kass et al.. Fonte: (24).

Visando a segmentação de imagens ruidosas e sem bordas bem definidas, Chan e Vese (26) introduziram um modelo de contornos ativos baseado em regiões, que independe da detecção de bordas na imagem. O método é também capaz de detectar contornos externos e internos de diferentes elementos sem a necessidade de múltiplas inicializações. A figura 4.6 mostra a evolução de um contorno inicial na segmentação de múltiplos objetos sem reinicialização em uma imagem ruidosa.

O algoritmo consiste na minimização do funcional de energia $F(c_1, c_2, C)$ descrito na equação 4-1. Onde C é uma curva fechada em evolução e $u_0(x, y)$ é o valor do *pixel* na posição (x, y) . As constantes c_1, c_2 dependentes de C são as médias dos valores de u_0 dentro e fora de C respectivamente. $\mu \geq 0$, $\nu \geq 0$, $\lambda_1, \lambda_2 \geq 0$ são parâmetros fixos. No artigo original e em grande parte das aplicações, os parâmetros são fixados em $\lambda_1 = \lambda_2 = 1$ e $\nu = 0$. Dessa forma o valor dos *pixels* dentro e fora da curva têm a mesma importância e o único parâmetro responsável pela suavidade do contorno é o parâmetro μ , relacionado ao comprimento da curva.

$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, C) = & \mu \cdot Length(C) + \nu \cdot Area(inside(C)) \\
 & + \lambda_1 \int_{inside(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy \\
 & + \lambda_2 \int_{outside(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy
 \end{aligned} \tag{4-1}$$

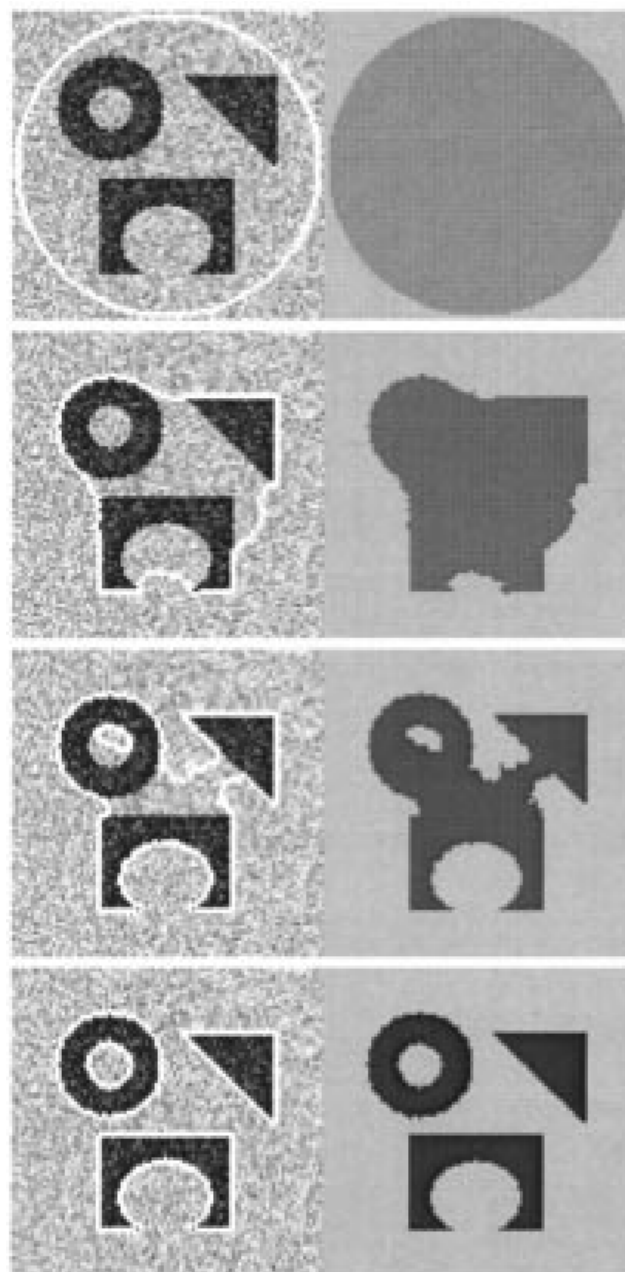


Figura 4.6: Exemplo de segmentação múltiplos objetos em uma imagem ruidosa através do método Chan-Vese. O método é capaz de realizar a detecção de múltiplas formas com contornos internos e externos com uma única inicialização. Fonte: (26).

Como já foi dito, métodos de segmentação por contornos ativos baseados em regiões possuem a vantagem de serem mais robustos na segmentação de imagens ruidosas. Entretanto, o método Chan-Vese e a maior parte dessas técnicas partem da suposição de que a imagem é formada por regiões de intensidades aproximadamente constantes e distintas, utilizando estatísticas globais da imagem no processo de evolução do contorno. Essa suposição não é válida para o saco gestacional, que é uma região da imagem que é formada

por fluidos e tecidos, tendo portanto diferentes intensidades.

Para contornar esse problema, nós usamos uma versão localizada do método Chan-Vese proposta por Lankton e Tannebaum (27). Em seu trabalho, os autores apresentaram um *framework* que pode ser utilizado para localizar métodos de segmentação por contornos ativos baseados em região. No caso do método Chan-Vese global (equação 4-1), o funcional de energia a ser minimizado leva em conta as médias globais de nível de cinza dentro e fora da curva em evolução. Em sua versão local, as médias globais são substituídas por médias locais, na proximidade da curva. Dessa forma, não homogeneidades da estrutura que estiverem longe de suas bordas não alteram o resultado da segmentação.

4.1.2

Segmentação Interativa Fatia a Fatia com Propagação

Os métodos de segmentação por contornos ativos exigem interação do usuário para definir um contorno inicial para a segmentação. Eles são, portanto, métodos interativos ou semiautomáticos. Os métodos semiautomáticos são muito utilizados para a segmentação de imagens médicas devido à complexidade dos problemas de segmentação dessas imagens.

Em nosso trabalho, a segmentação do volume 3D foi realizada através do método multiplanar paralelo, em que a segmentação é realizada em diferentes planos paralelos do exame tridimensional. Nós realizamos a segmentação 2D do saco gestacional em todas as fatias de uma mesma vista ortogonal de cada volume de teste.

Como as variações na forma do saco gestacional em fatias consecutivas são pequenas, o resultado da segmentação de uma fatia pode ser propagado para servir de contorno inicial da segmentação da fatia seguinte. Essa propagação da segmentação entre fatias foi utilizada para reduzir a necessidade de interação em nosso método.

Para a realização dos testes, nós desenvolvemos uma ferramenta de segmentação interativa fatia a fatia baseada no método Chan-Vese local proposto por Lankton e Tannebaum (27). A ferramenta foi desenvolvida no ambiente Matlab e conta com uma implementação do método disponibilizada pelos próprios autores.

A ferramenta possui uma interface gráfica simples que permite que o usuário desenhe o contorno inicial da segmentação de uma fatia e acompanhe sua evolução, podendo parar o processo para redefinir o contorno inicial e os parâmetros do método caso o resultado da segmentação não seja bom o suficiente. Ao final da segmentação de uma fatia, a segmentação da fatia

seguinte se inicia automaticamente com os mesmos parâmetros definidos para a fatia anterior e com o resultado da segmentação anterior como contorno inicial. Nos casos em que a inicialização a partir da propagação não resulta em um resultado bom o suficiente, o usuário pode parar o processo e definir um novo contorno inicial e novos parâmetros para o algoritmo.

A implementação do método disponibilizada pelos autores possui três parâmetros: número de iterações, raio da localização e o termo de suavização. Após testes iniciais, nós escolhemos os valores de 200 iterações e raio de localização de 10 *pixels* para a realização de todos os testes. Os valores escolhidos para o termo de suavização foram de 0,2, 0,5 e 1, variando conforme o necessário para atingir os resultados desejados. O termo de suavização corresponde ao parâmetro μ da equação 4-1. Quanto menor seu valor, menor é o peso dado ao comprimento da curva na minimização do funcional de energia. Dessa forma, quanto menor seu valor, mais a curva de segmentação fica livre para se expandir.

4.2

Correção da Segmentação do Saco Gestacional

A segmentação do saco gestacional será usada como uma máscara binária para selecionar no exame original a região correspondente ao interior do saco. Para atingirmos um bom resultado final na segmentação do feto, é importante que essa máscara corresponda ao máximo à forma real do saco. Em especial, é importante que ela englobe todo o feto e que não tenha buracos em seu interior que possam causar perda de partes do feto quando a máscara for aplicada.

Os problemas mais comuns encontrados nos resultados de nosso processo de segmentação do saco gestacional são a presença de protuberâncias e reentrâncias nas bordas do saco e buracos em seu interior.

Para corrigir esses problemas, usamos duas técnicas provenientes da morfologia matemática: abertura e fechamento morfológicos. A morfologia matemática é um ramo do processamento de imagens que se concentra na estrutura geométrica dos elementos da imagem. A ideia básica da morfologia matemática é percorrer uma imagem com uma forma geométrica pré-definida conhecida como elemento estruturante e quantificar a maneira em que esse elemento estruturante cabe e não cabe dentro da imagem (28).

As duas operações fundamentais da morfologia matemática são a erosão e a dilatação. O resultado da erosão de uma forma geométrica por um elemento estruturante consiste em todos os pontos dessa forma que são alcançáveis pela origem do elemento estruturante enquanto esse é transladado de forma que permaneça completamente no interior da forma original. A figura 4.7(c)

mostra o resultado da erosão da forma em 4.7(b) pelo elemento estruturante em 4.7(a). A dilatação de uma forma geométrica por um elemento estruturante corresponde a todos os pontos alcançáveis por esse elemento estruturante enquanto esse é transladado de forma que seu centro continue dentro do interior da forma original. A figura 4.8(c) mostra o resultado da dilatação da forma mostrada em 4.8(b) pelo elemento estruturante mostrado em 4.8(a) (28).

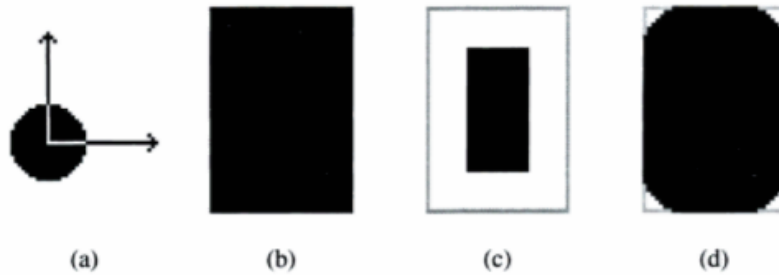


Figura 4.7: (a) Elemento estruturante; (b) Imagem de entrada; (c) Erosão; (d) Abertura. Fonte: (28).

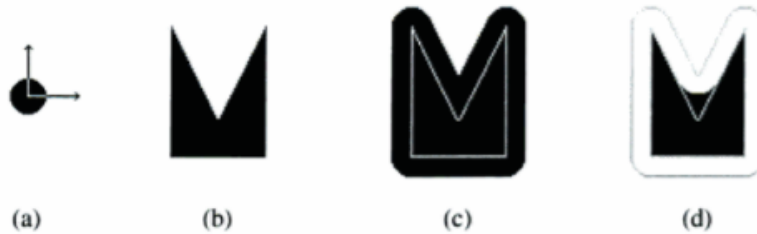


Figura 4.8: (a) Elemento estruturante; (b) Imagem de entrada; (c) Dilatação; (d) Fechamento. Fonte: (28).

A operação de abertura morfológica corresponde a uma operação de erosão seguida por uma operação de dilatação por um mesmo elemento estruturante. A figura 4.7(d) mostra o resultado da abertura da forma em 4.7(b) pelo elemento estruturante em 4.7(a). Já a operação de fechamento morfológico corresponde a uma operação de dilatação seguida por uma operação de erosão pelo mesmo elemento estruturante. A figura 4.8(d) mostra o resultado do fechamento da forma em 4.8(b) pelo elemento estruturante em 4.8(a).

As operações de abertura e fechamento podem ser utilizadas para suavizar protuberâncias e reentrâncias respectivamente. Dessa forma, essas operações resolvem dois dos três principais problemas de nossas segmentações. O terceiro problema, o dos buracos no interior do saco foi resolvido através de um algoritmo de preenchimento de buracos também baseado na morfologia matemática. O algoritmo se baseia em reconstrução morfológica por erosão e está descrito em (29). Os três algoritmos usados na correção foram realizados

com o uso da Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) (30), uma biblioteca de código aberto criada para a realização de segmentação e registro de imagens. Em todos os nossos testes, as operações de abertura e fechamento foram realizadas com um elemento estruturante esférico de raio cinco. O raio do elemento estruturante foi selecionado a partir de testes empíricos realizados com a segmentação do saco gestacional visualmente mais afetada por buracos. O mesmo parâmetro foi utilizado em todos os outros casos.

A figura 4.9 mostra um exemplo da aplicação das três etapas de correção em uma segmentação do saco gestacional. Na primeira etapa, as reentrâncias são corrigidas através da operação de fechamento morfológico (4.9(b)). Na segunda etapa, os buracos internos são corrigidos através do preenchimento de buracos (4.9(c)). A terceira etapa consiste na suavização das protuberâncias através da abertura morfológica (4.9(d)).

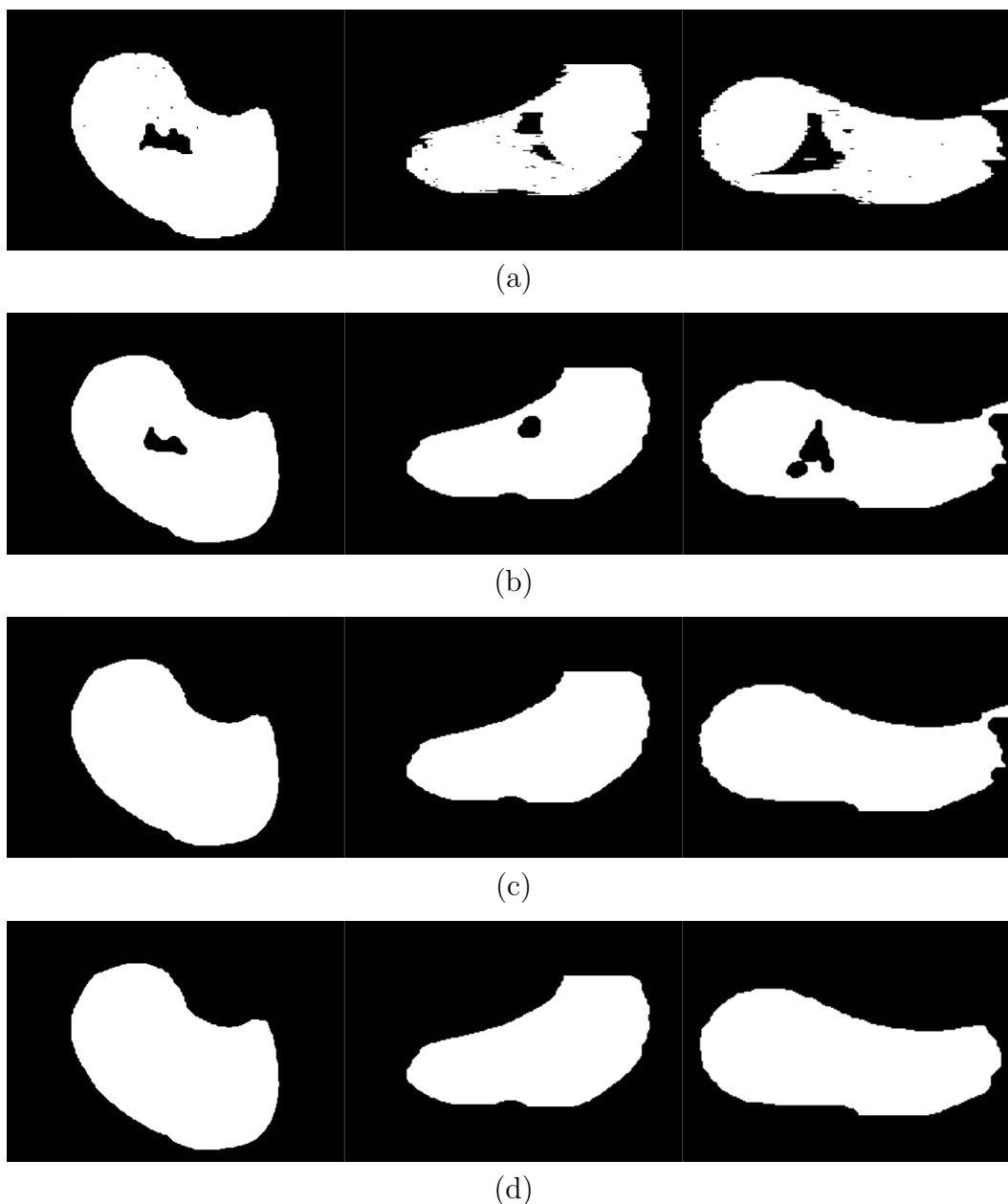


Figura 4.9: Exemplo das etapas de correção da segmentação do saco gestacional em uma das imagens de teste. (a) Segmentação do saco gestacional; (b) Fechamento morfológico; (c) Preenchimento de buracos; (d) Abertura morfológica.

4.3

Segmentação dos Tecidos no Interior do Saco Gestacional

Após a realização da correção da segmentação do saco gestacional, essa é usada como máscara para selecionar no exame original apenas a região do interior do saco gestacional. Como já foi dito, nessa região estão presentes fluidos e tecidos, que são distinguíveis a partir do nível de cinza dos *voxels* e portanto podem ser segmentados através de métodos baseados em limiarização.

O método de Otsu, detalhado em (31), foi escolhido para a realização da segmentação automática dos tecidos. O método de Otsu se baseia na busca exaustiva por um limiar que minimize a variância intra-classes das regiões definidas como objeto e fundo da segmentação. Nós aplicamos o método levando em consideração apenas os valores de cinza dos *voxels* no interior do saco gestacional. A figura 4.10 mostra um exemplo dos dados de entrada e saída dessa etapa de nosso método de segmentação.

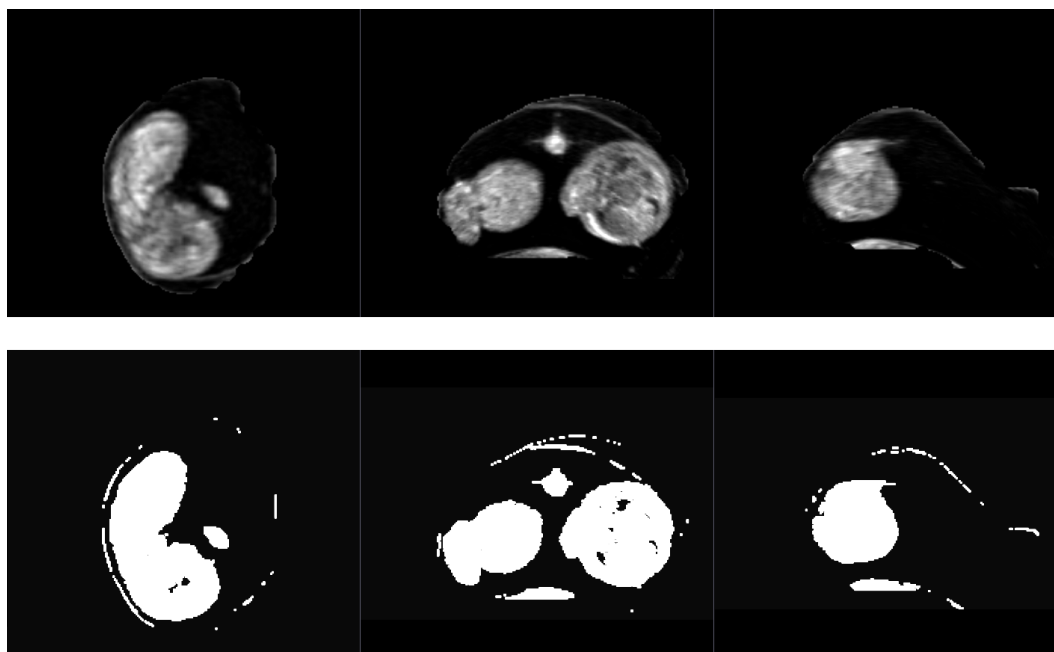


Figura 4.10: Exemplo dos dados de entrada e saída da terceira etapa do nosso método de segmentação: a segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional. Acima: três vistas ortogonais da região definida na etapa anterior como o interior do saco gestacional. Abaixo: três vistas do resultado da segmentação dos tecidos.

4.4

Eliminação de Estruturas Indesejadas e Correção da Segmentação dos Tecidos Fetais.

Como o nosso interesse é na segmentação do feto e não de todos os tecidos do interior do saco gestacional, realizamos uma última etapa para selecionar no resultado da etapa anterior apenas o feto. Essa etapa é responsável por eliminar as estruturas indesejadas da segmentação realizada na etapa anterior e corrigir a segmentação dos tecidos fetais. As estruturas indesejadas a serem eliminadas nessa etapa da segmentação são a vesícula vitelínica, o âmnio e a borda do saco gestacional.

Os problemas encontrados na segmentação dos tecidos fetais foram morfológicamente semelhantes aos encontrados na segmentação do saco gestacio-

nal: protuberâncias, buracos e reentrâncias. Dessa forma, a técnica aplicada para a correção foi a mesma (fechamento, preenchimento de buracos e abertura). Por se tratarem de estruturas finas, o âmnio e a borda do saco gestacional são eliminados pela operação de abertura morfológica. Após a eliminação dessas estruturas, a vesícula vitelínica deixa de estar fisicamente conectada ao feto e pode ser automaticamente eliminada através da seleção da maior componente conexa da imagem. Essa é a etapa final do nosso método de segmentação.

Em todos os nossos casos de teste, a operação de fechamento foi realizada com um elemento estruturante esférico de raio três. A escolha do elemento estruturante da operação de fechamento morfológico foi realizada da mesma forma que na etapa de correção da segmentação do saco gestacional, a partir do caso de teste com os maiores buracos a serem corrigidos. A escolha do elemento estruturante da operação de abertura morfológica não pôde ser generalizada porque as dimensões das estruturas a serem eliminadas com a operação variou muito entre os casos de teste. Essa operação foi realizada com um elemento estruturante esférico com raio entre um e quatro, a depender da espessura das estruturas a serem eliminadas. A escolha desse parâmetro foi auxiliada pela visualização da renderização volumétrica do resultado da operação através do *software* 3D Slicer (32).

A figura 4.11 mostra um exemplo da aplicação das etapas de eliminação de estruturas indesejadas e correção da segmentação dos tecidos fetais. Na primeira etapa, as reentrâncias são corrigidas através da operação de fechamento morfológico (4.11(b)). Na segunda etapa, os buracos internos são corrigidos através do preenchimento de buracos (4.11(c)). A terceira etapa consiste na suavização das protuberâncias e eliminação de estruturas finas através da abertura morfológica (4.11(d)). A quinta etapa é reponsável por eliminar as estruturas restantes que não pertencem ao feto através da seleção automática da maior componente conexa (4.11(e)).

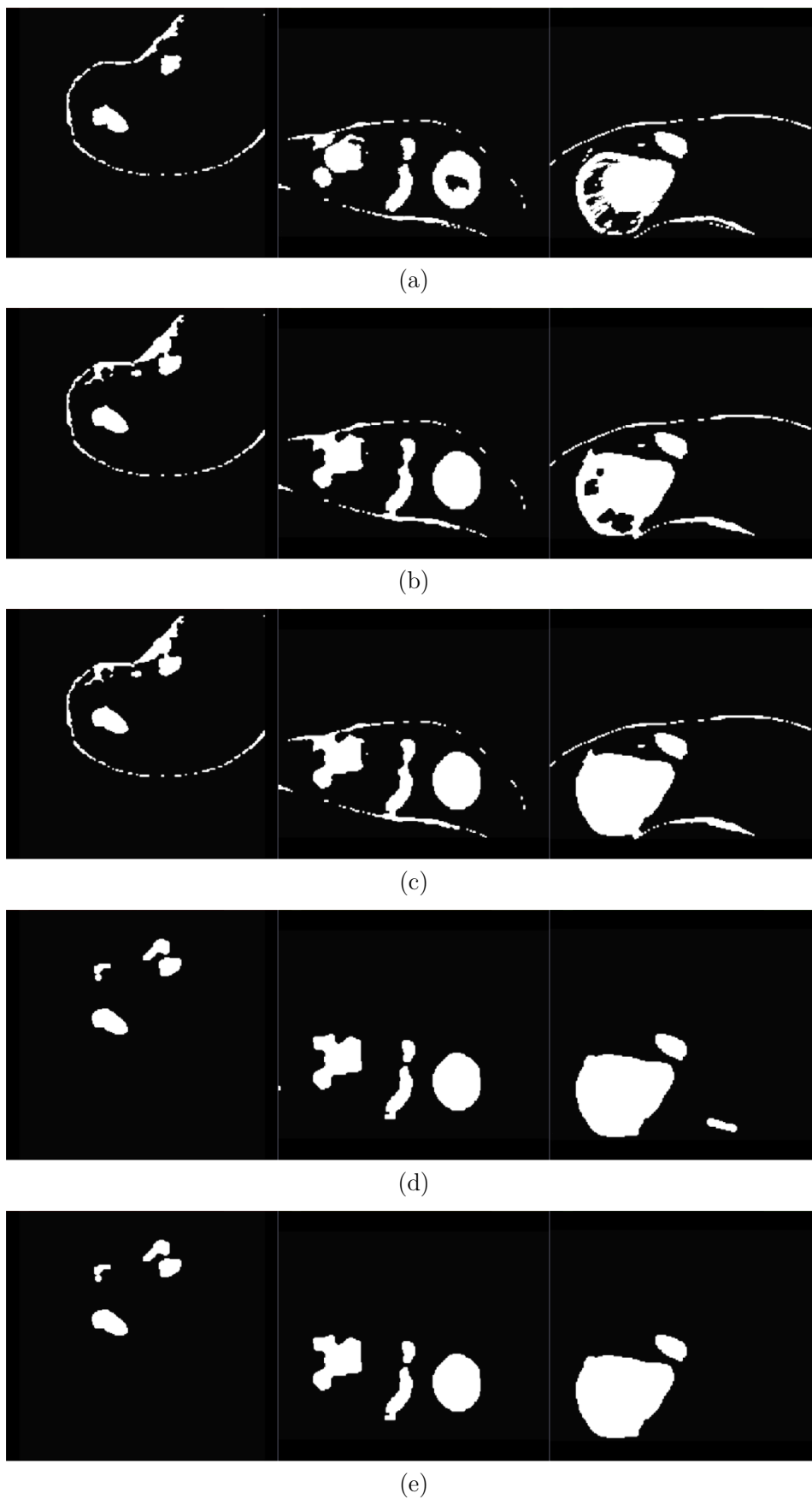


Figura 4.11: Exemplo das etapas de eliminação de estruturas indesejadas e correção da segmentação dos tecidos fetais em uma das imagens de teste. (a) Segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional; (b) Fechamento morfológico; (c) Preenchimento de buracos; (d) Abertura morfológica; (e) Seleção da maior componente conexa.

5

Resultados Obtidos

Nessa seção serão apresentados os resultados obtidos na segmentação do feto em exames de ultrassom 3D a partir da metodologia proposta. Além disso, serão apresentados os resultados obtidos na tarefa de segmentação do saco gestacional.

Nossos testes foram efetuados em um conjunto de dez exames de ultrassom 3D realizados no primeiro trimestre de gestação. A qualidade das imagens de teste é variável, apresentando diferentes níveis de degradação devido à presença de artefatos de imagem.

Segmentações manuais realizadas por um especialista foram usadas como *ground truth* para avaliar quantitativamente nossos resultados. O uso de segmentações manuais como *ground truth* nesse tipo de tarefa de segmentação não é trivial. A qualidade das imagens exige grande cuidado e habilidade na realização da segmentação manual de cada fatia 2D do exame. A segmentação manual de um volume completo, que comumente possui mais de cem fatias, é um processo altamente trabalhoso. Nossas imagens de teste possuem entre 74 e 183 fatias, sendo 127 a média do número de fatias por volume. Para viabilizar a construção de nosso *dataset*, apenas a primeira de cada grupo de dez fatias consecutivas foi segmentada manualmente por exame. Na média, 13 fatias foram usadas como *ground truth* para as avaliações quantitativas da segmentação de cada exame. Nossas segmentações foram comparadas com as do especialista através do coeficiente Dice (33):

$$DICE = \frac{2N_{TP}}{2N_{TP} + N_{FP} + N_{FN}} \quad (5-1)$$

onde N_{TP} corresponde ao número de positivos verdadeiros, N_{FP} ao número de falsos positivos e N_{FN} ao número de falsos negativos. Nós avaliamos nossos resultados através do coeficiente Dice médio por volume, calculado a partir da média do coeficiente Dice obtido em todas as fatias com *ground truth* de cada volume.

Embora os resultados quantitativos tenham sido avaliados em apenas um subconjunto das fatias, as segmentações foram realizadas nos volumes completos. A figura 5.1 mostra cinco exemplos de fatias segmentadas manualmente pelo especialista. Cada linha corresponde a um exame diferente. Na primeira

coluna temos a fatia original do exame, na segunda a segmentação manual do saco gestacional e na terceira a segmentação manual do feto.

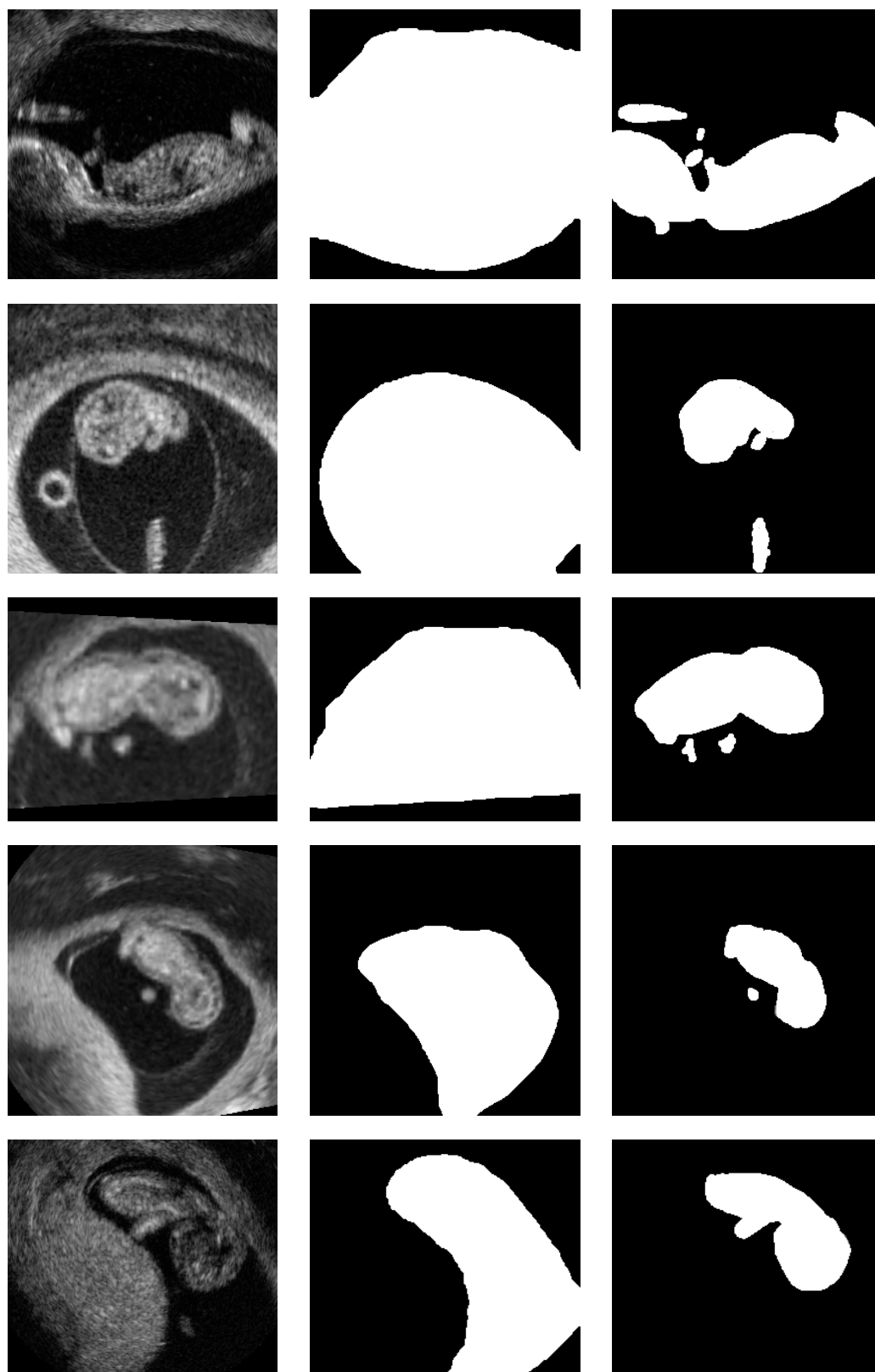


Figura 5.1: Exemplos de fatias segmentadas manualmente pelo especialista. Cada linha corresponde a um exame diferente. Na primeira coluna temos a fatia original do exame, na segunda a segmentação manual do saco gestacional e na terceira a segmentação manual do feto.

5.1

Segmentação do Saco Gestacional

Conforme explicamos no capítulo anterior, a segmentação do saco gestacional foi realizada de forma interativa através do método Chan-Vese local proposto por Lankton e Tannebaum em (27). Um contorno inicial foi desenhado manualmente para a segmentação da primeira fatia de cada volume e o resultado dessa segmentação foi propagado automaticamente como contorno inicial para a segmentação da segunda fatia. O resultado da segmentação da segunda fatia foi a inicialização da terceira segmentação e assim por diante. A segmentação de cada fatia foi supervisionada em tempo real e caso ela divergisse do contorno do saco gestacional ela era interrompida. Um novo contorno inicial era então desenhado e, dependendo do caso, um novo valor para o termo de suavização era definido.

A dificuldade da segmentação de diferentes fatias do mesmo saco gestacional é variável. As fatias mais simples de serem segmentadas foram as que não apresentam regiões em que o feto encosta na parede do saco gestacional. O fato de que essas fatias eram maioria nos volumes de teste facilitou o processo de segmentação. Além disso, por se tratarem de exames realizados no primeiro trimestre de gestação, os fetos não ocupam todo o espaço do saco gestacional. Assim, em muitas das fatias dos volumes de teste, o saco gestacional é inteiro preenchido por líquido, facilitando sua segmentação.

Nas fatias em que o feto encosta na borda do saco gestacional, o termo de suavização foi muitas vezes capaz de evitar que a curva crescesse para o interior do saco, contornando o feto. Nos casos em que isso não aconteceu, o número pequeno de iterações escolhido não permitiu que o contorno evoluísse muito para dentro do saco gestacional. Dessa forma, a segmentação dessas fatias pôde ser corrigida através das operações de correção da segmentação do saco gestacional.

A tabela 5.1 apresenta o número total de fatias de cada volume, o número total de inicializações realizadas em cada segmentação e os resultados quantitativos obtidos através da média do coeficiente Dice obtido na segmentação das diferentes fatias com *ground truth* de cada volume.

Na média, oito inicializações foram realizadas por cada saco gestacional segmentado. Após a inicialização da primeira fatia, a contagem das inicializações foi incrementada a cada vez que o resultado da segmentação anterior não gerou um bom resultado visual na segmentação da fatia seguinte e o procedimento foi interrompido. Foram considerados maus resultados aqueles que desviavam muito do contorno do saco gestacional, considerando a existência da etapa de correção da segmentação do saco gestacional. Como essa definição

Tabela 5.1: Resultados quantitativos obtidos através do cálculo do coeficiente Dice entre nossas segmentações do saco gestacional e as segmentações manuais realizadas pelo especialista.

Exame	Número de Fatias	Número de Inicializações	Coeficiente Dice Médio
1	183	10	0,9499
2	133	4	0,9754
3	173	12	0,9737
4	115	5	0,9751
5	101	11	0,9189
6	108	7	0,9313
7	116	9	0,9566
8	169	11	0,9777
9	100	7	0,9646
10	74	6	0,9719
Média	127	8	0,9594

é subjetiva, a contagem do número de inicializações só ganha significado em conjunto com os resultados quantitativos produzidos através delas. Elas são uma medida da quantidade de interações que foram necessárias para produzir esses resultados.

A média do coeficiente Dice médio obtido em nossas segmentações supervisionadas do saco gestacional nos dez volumes de teste foi de 0,96. As figuras 5.2 e 5.3 mostram as segmentações do saco gestacional nos exames 5 e 8, que atingiram o menor (0,9189) e maior (0,9777) coeficiente Dice médio respectivamente. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação semiautomática. Essas figuras mostram apenas os resultados da segmentação nas fatias que foram usadas para comparação com o *ground truth*. Malhas 3D geradas a partir dos resultados da segmentação dos dois volumes completos podem ser visualizadas nas figuras 5.4 e 5.5 respectivamente.

Tanto os resultados visuais quanto os quantitativos obtidos na segmentação do saco gestacional em nossas imagens de teste são encorajadores. É importante ressaltar que, pelo método proposto ser interativo e supervisionado, os bons resultados eram esperados. Os testes serviram para demonstrar a capacidade do método Chan-Vese localizado de realizar a segmentação de estruturas não uniformes em imagens ruidosas como as de ultrassom. O número pequeno de inicializações que foram realizadas durante o processo de segmentação de cada volume mostra o potencial da técnica de propagação da segmentação entre fatias para reduzir as interações necessárias para a realização de segmentações interativas fatia a fatia do saco gestacional em exames 3D.

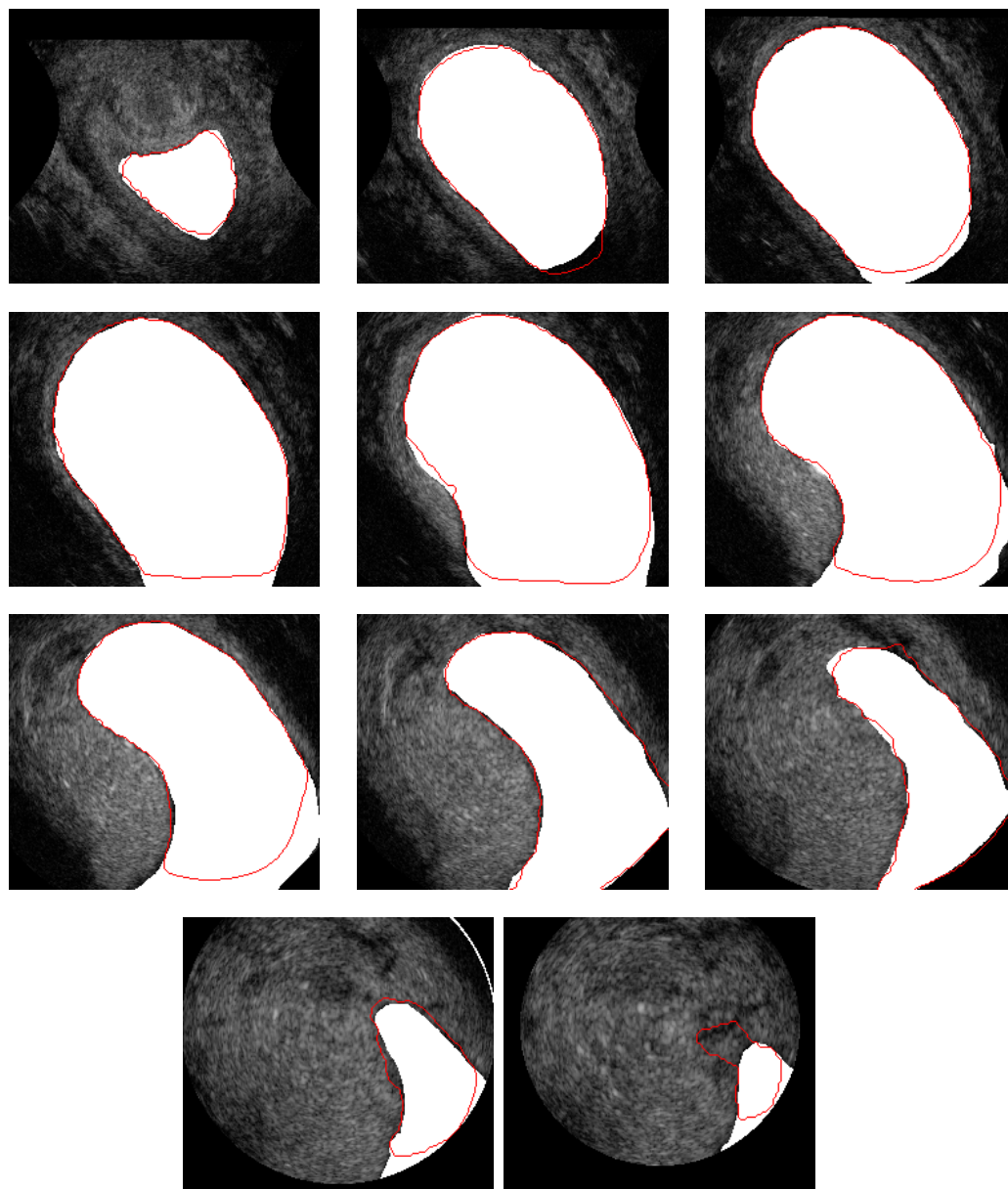


Figura 5.2: Resultado da segmentação do saco gestacional do exame 5, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9189, o mais baixo de nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação semiautomática.

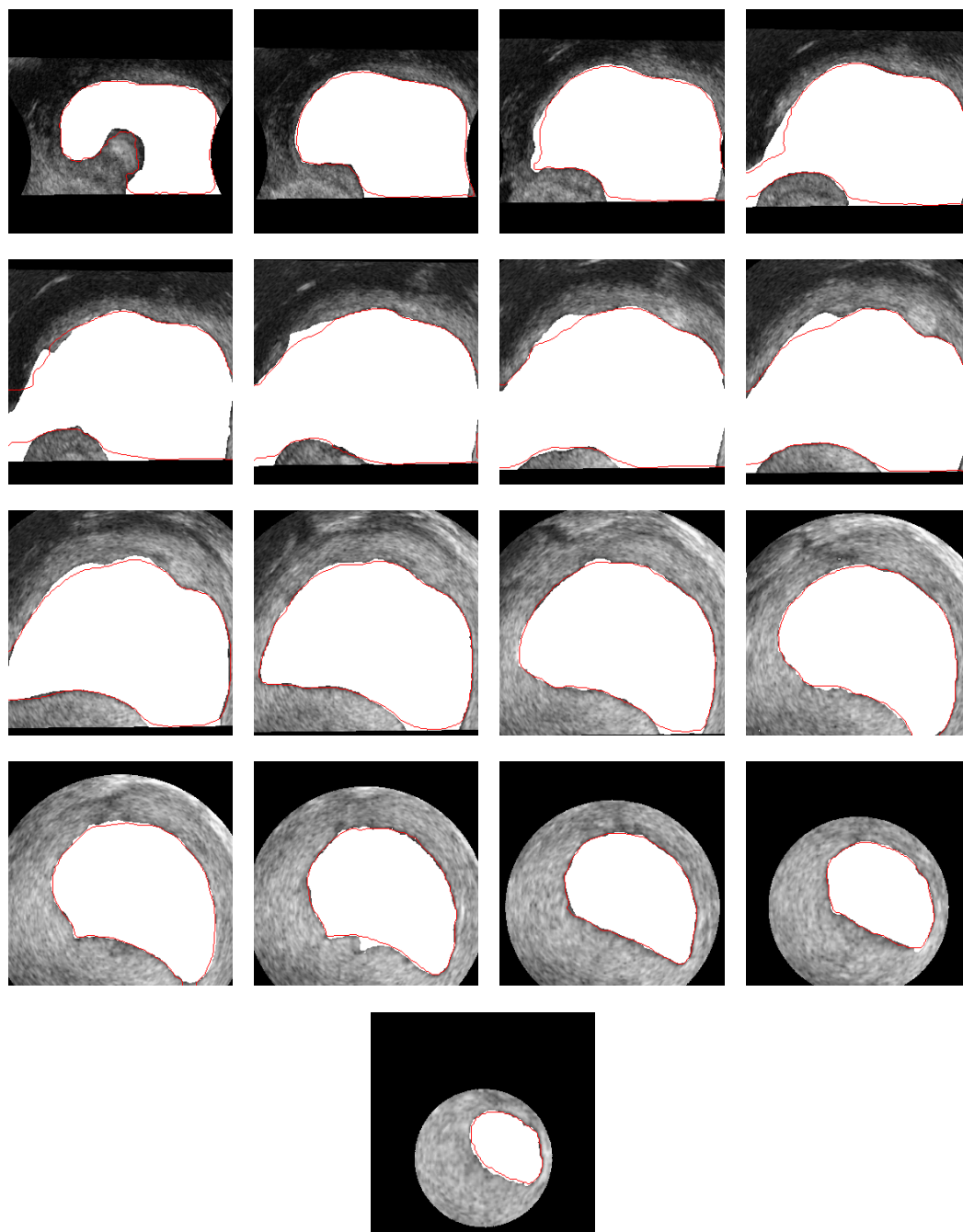


Figura 5.3: Resultado da segmentação do saco gestacional do exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9777, o mais alto de nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação semiautomática.

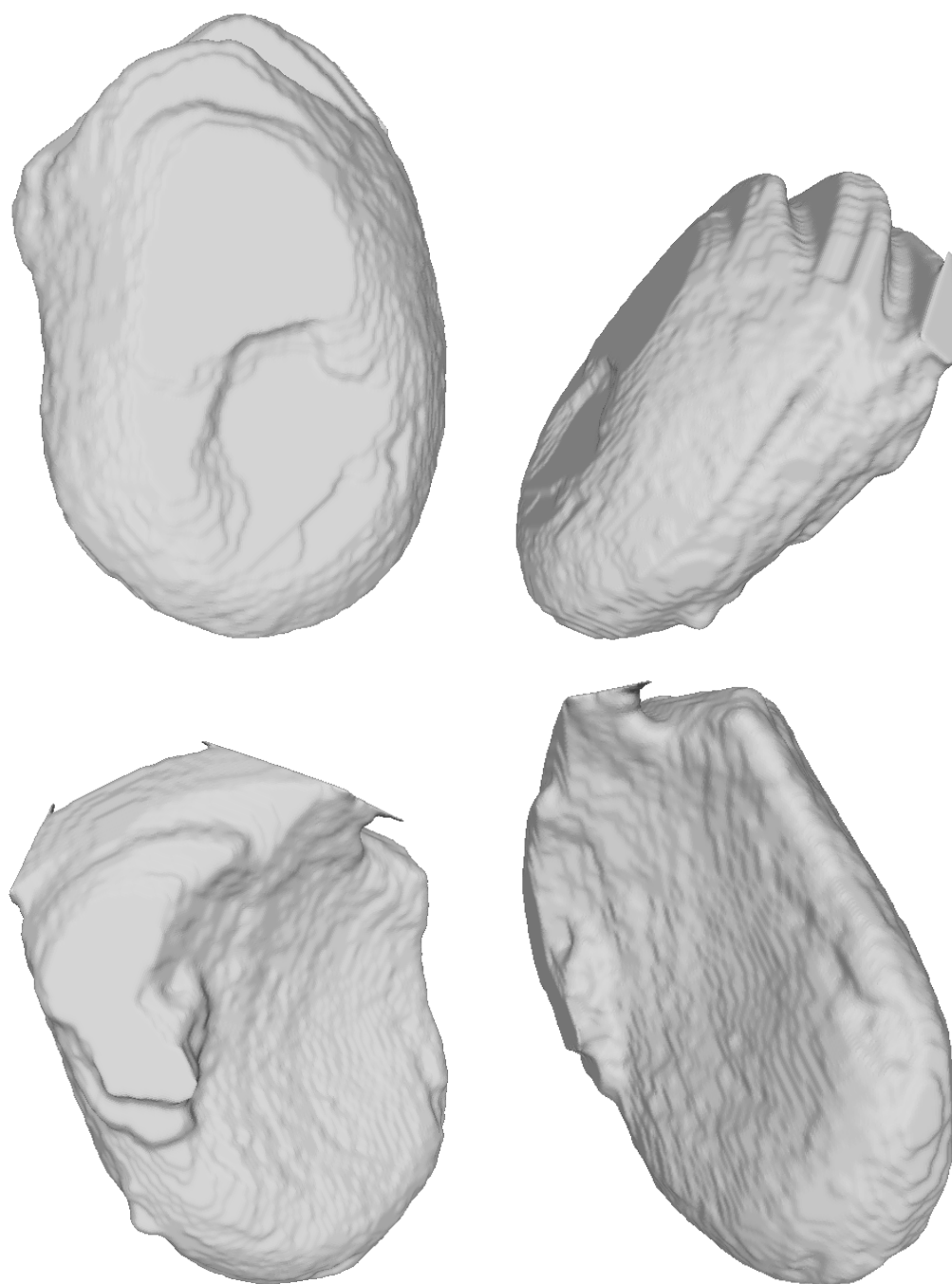


Figura 5.4: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do saco gestacional do exame 5, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9189, o mais baixo entre nossos casos de teste.

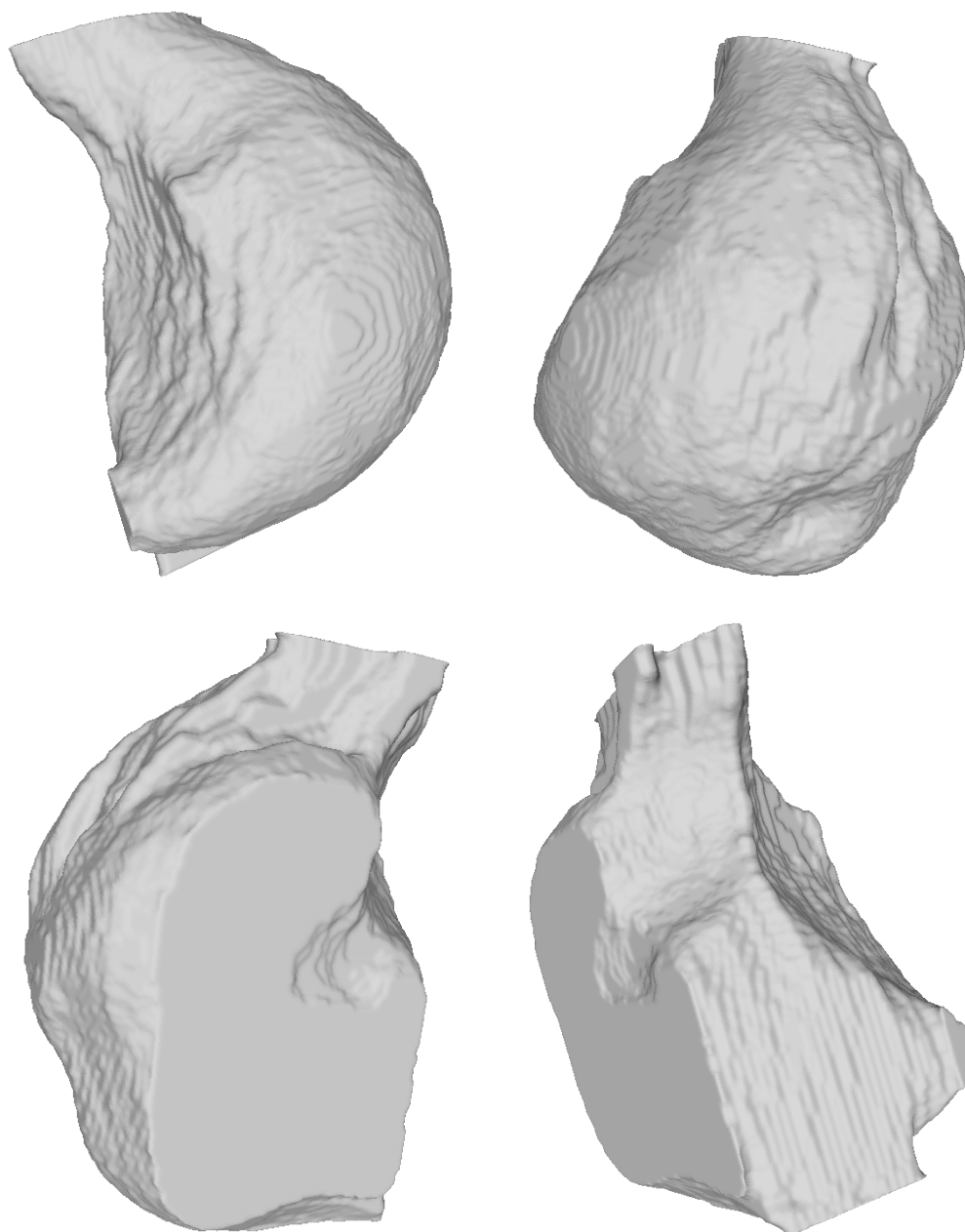


Figura 5.5: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do saco gestacional do exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9777, o mais alto entre nossos casos de teste.

5.2

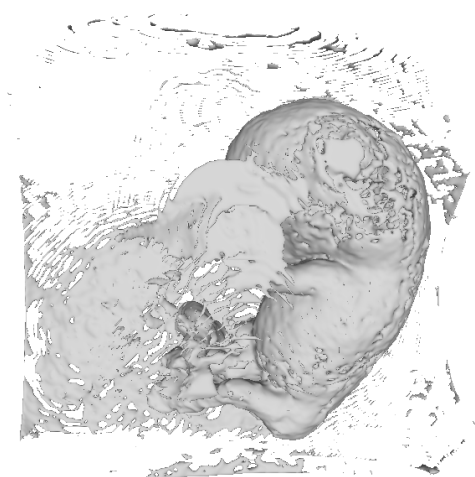
Segmentação do Feto

Com os resultados das segmentações do saco gestacional em mãos, pudemos definir máscaras binárias para eliminar nos exames originais toda a região externa ao saco gestacional. A segmentação do feto nessas imagens simplificadas foi então realizada a partir da combinação de limiarização, operações morfológicas e a seleção da maior componente conexa.

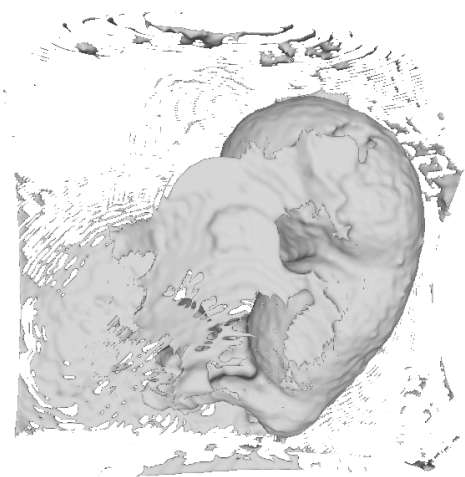
A figura 5.6 exemplifica os resultados visuais gerados pelas diferentes etapas do método de segmentação. As malhas foram geradas a partir dos resultados dos diferentes passos da segmentação do feto no exame 9. Após a segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional pelo método de Otsu (figura 5.6(a)), os buracos internos e nas bordas da segmentação do feto são reduzidos através das operações de fechamento morfológico e preenchimento de buracos (figura 5.6(b)). As estruturas finas indesejadas, como o âmnio e as bordas do saco gestacional, são eliminadas através da operação de abertura morfológica e as estruturas restantes que não estiverem conectadas ao feto são eliminadas através da seleção da maior componente conexa (figura 5.6(d)).

Os resultados quantitativos obtidos através do cálculo do coeficiente Dice entre nossas segmentações do feto e as segmentações manuais realizadas pelo especialista são mostrados na tabela 5.2. A média do coeficiente Dice médio obtido nos dez volumes de teste foi de 0,86. As figuras 5.7 e 5.8 mostram o resultado da segmentação do feto nos exames 1 e 8, que atingiram o menor (0,7799) e maior (0,9233) coeficiente Dice médio respectivamente. Novamente, as regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual realizada pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação final do feto. Essas figuras mostram apenas os resultados da segmentação nas fatias que foram usadas para comparação quantitativa com o *ground truth*. Malhas 3D geradas a partir dos resultados da segmentação do feto nos dois volumes completos são mostradas nas figuras 5.4 e 5.5 respectivamente. Os resultados visuais da segmentação do feto nos outros oito exames são mostrados no apêndice A.

A degradação causada por artefatos de imagem nos exames foi a maior responsável por problemas na etapa de segmentação do feto. A falta de informação nas regiões afetadas por sombras acústicas e atenuação de sinal tornou essas regiões artificialmente escuras nas imagens e provocou erros na segmentação por limiarização. A capacidade das operações de fechamento morfológico e preenchimento de buracos de corrigir essas imperfeições variou de acordo com a intensidade dos artefatos. A figura 5.11 mostra novamente o resultado da segmentação dos exame 1, que atingiu o menor resultado



5.6(a): Limiarização pelo método de Otsu



5.6(b): Fechamento morfológico e preenchimento de buracos.



5.6(c): Abertura morfológica.



5.6(d): Seleção da maior componente conexa.

Figura 5.6: Exemplo dos resultados visuais gerados pelas diferentes etapas da segmentação do feto pelo método proposto. As malhas foram geradas a partir do resultado da segmentação do feto no Exame 9.

quantitativo nos testes, mas desta vez sobreposto às fatias originais do exame. Setas brancas apontam algumas das regiões mais degradadas. Nessas imagens pode-se ver como a degradação da imagem afetou o resultado da segmentação.

Os bons resultados quantitativos obtidos no problema de segmentação do feto através de técnicas clássicas de processamento de imagens, como limiarização por Otsu e operações morfológicas, indicam que a estratégia de realizar primeiro a segmentação do saco gestacional foi efetiva. Os resultados são promissores, mas é importante lembrar que o número de imagens usadas nos testes foi pequena, principalmente se considerarmos que a qualidade dos exames foi a maior determinante da qualidade final da segmentação.

Tabela 5.2: Resultados quantitativos obtidos através do cálculo do coeficiente Dice entre nossas segmentações do feto e as segmentações manuais realizadas pelo especialista.

Exame	Coeficiente Dice Médio
1	0,7799
2	0,8109
3	0,9159
4	0,7801
5	0,8760
6	0,8737
7	0,9148
8	0,9233
9	0,9221
10	0,8223
Média	0,8619

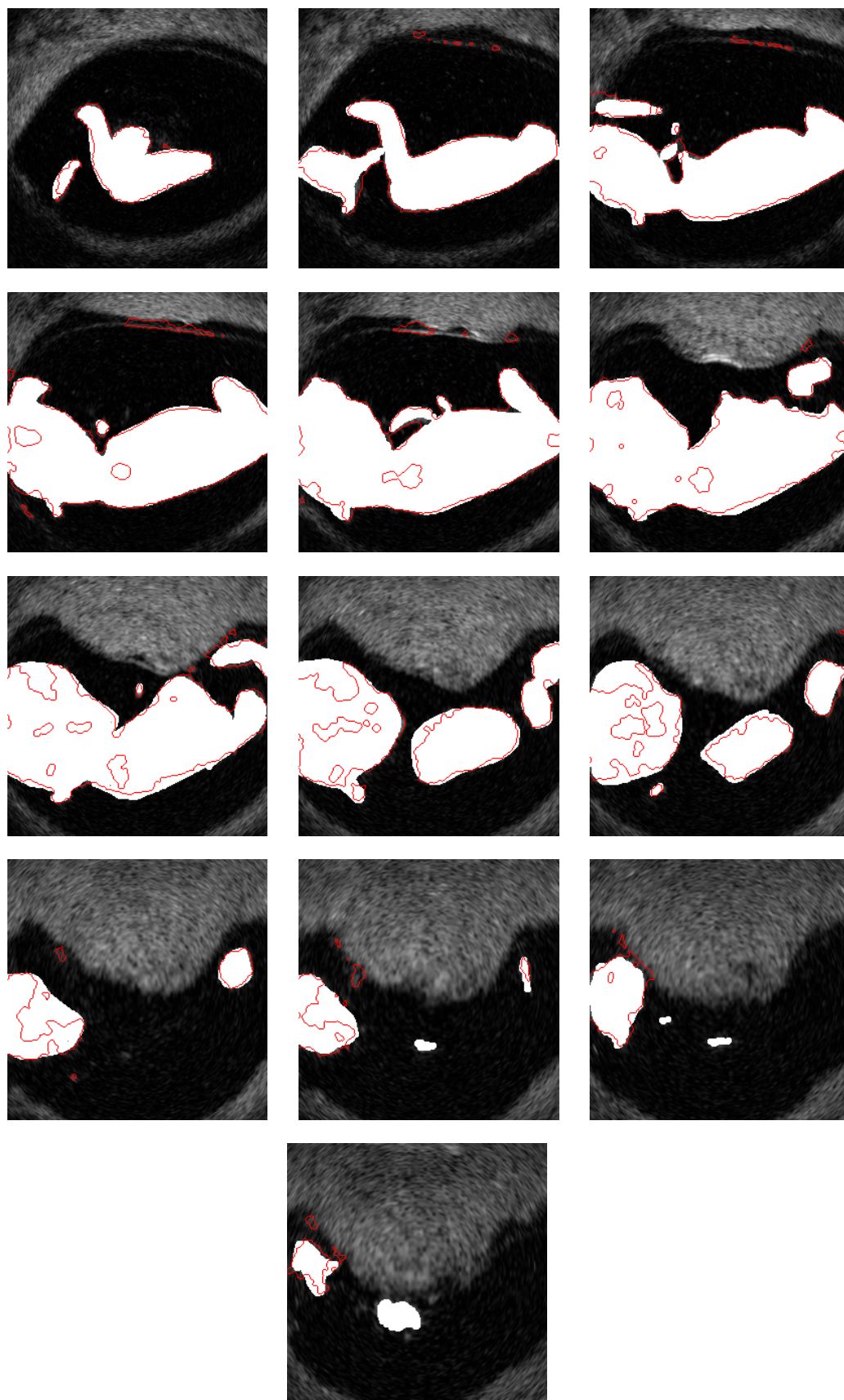


Figura 5.7: Resultado da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

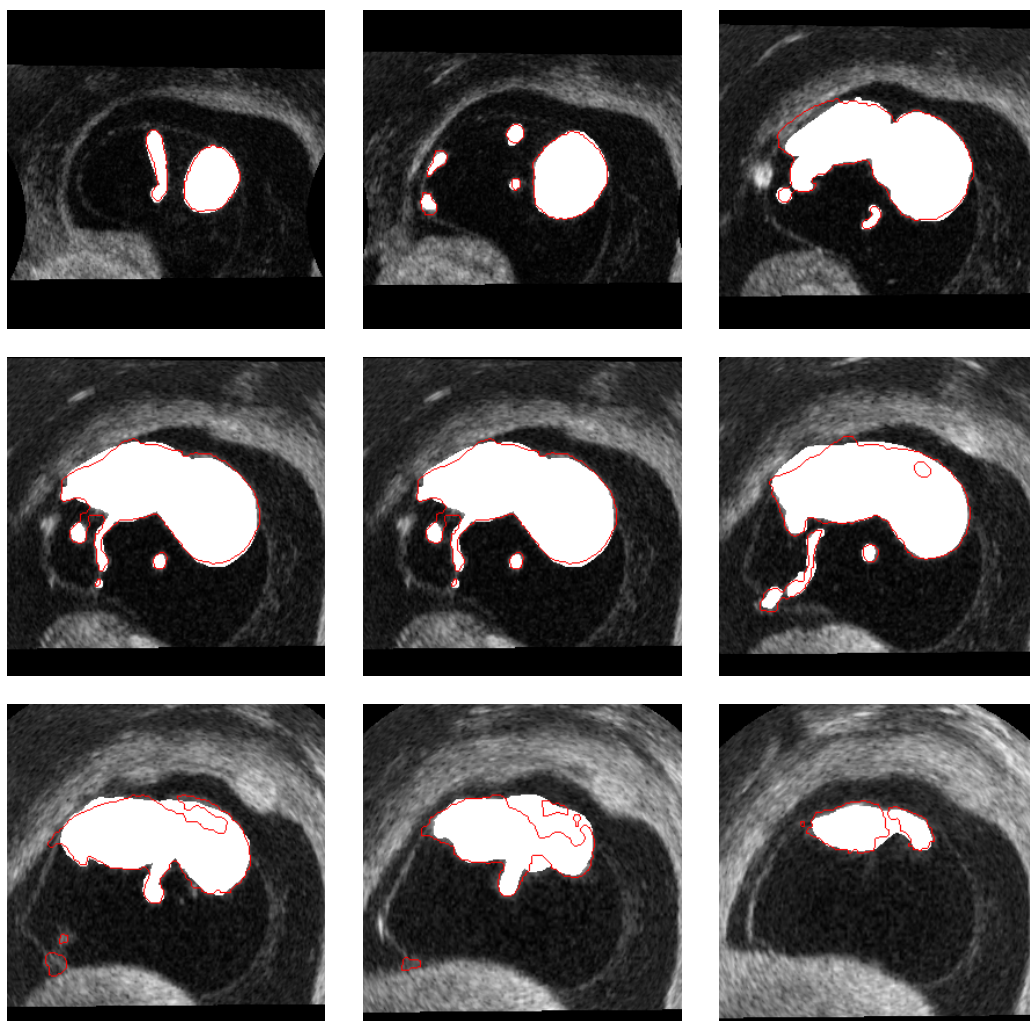


Figura 5.8: Resultado da segmentação do feto no exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9233, o mais alto entre nossos casos de teste. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

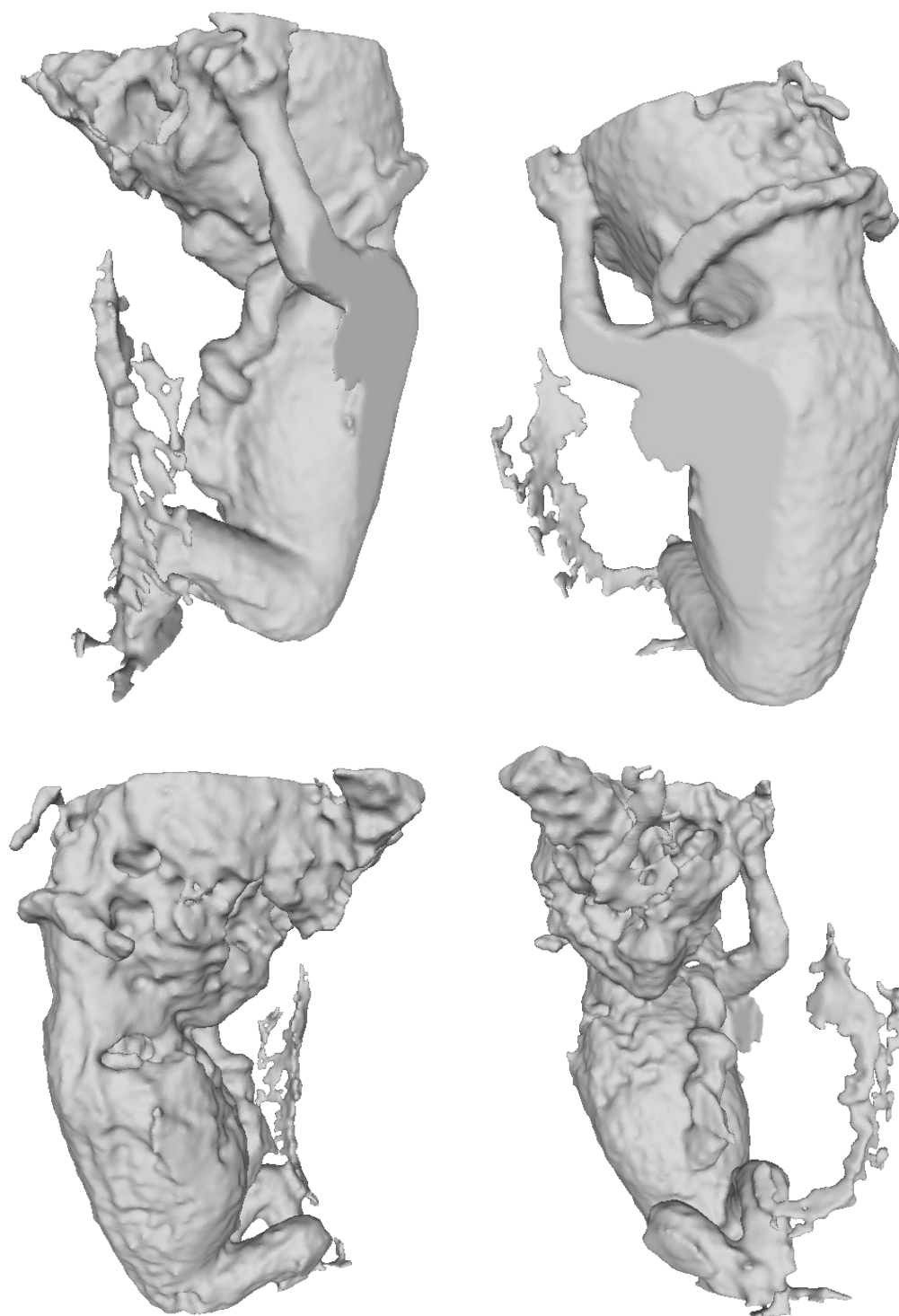


Figura 5.9: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste.

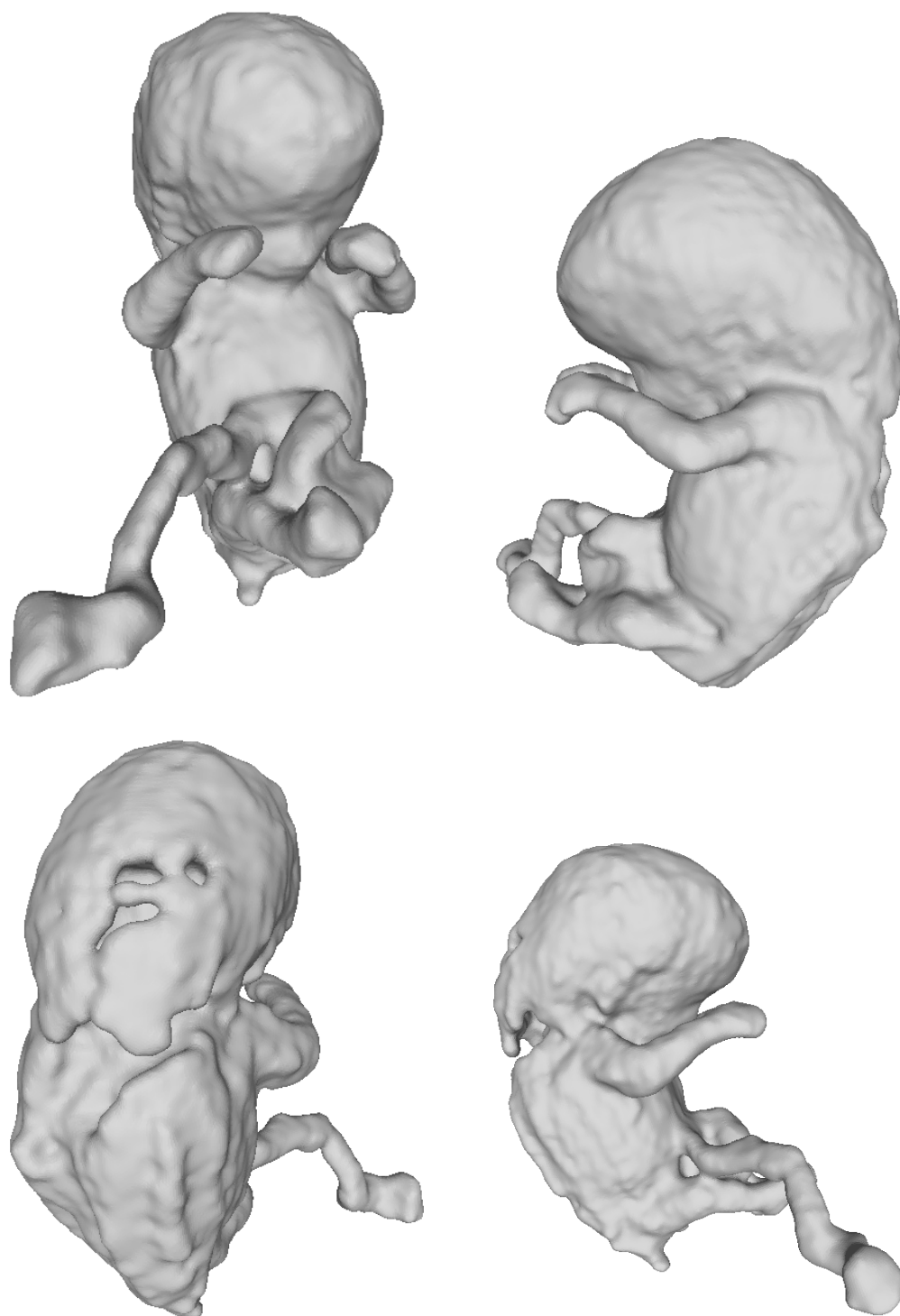


Figura 5.10: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 8, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,9233, o mais alto entre nossos casos de teste.

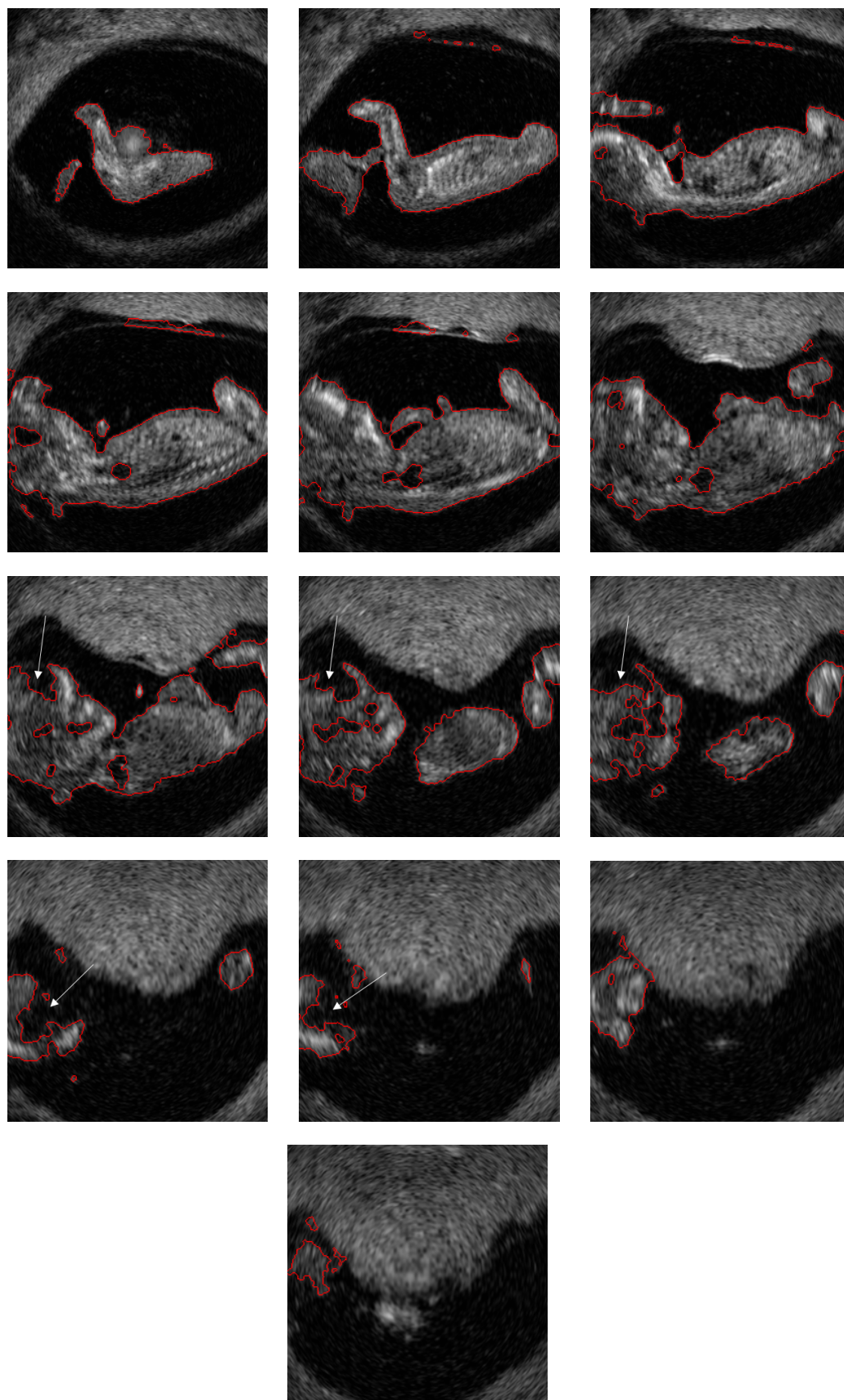


Figura 5.11: Resultado da segmentação do feto no exame 1, que atingiu o coeficiente Dice médio de 0,7799, o mais baixo entre nossos casos de teste. O contorno vermelho representa nossa o resultado de nossa segmentação interativa. Setas brancas apontam algumas das regiões mais degradadas por artefatos de imagem.

Nesse trabalho de dissertação, nós propomos e testamos um método semiautomático de segmentação do feto em exames tridimensionais de ultrassom realizados até o fim do primeiro trimestre de gestação. Além disso, propomos e testamos uma técnica interativa e supervisionada para a segmentação do saco gestacional em exames de ultrassom fetal 3D.

Dada a escassez de estudos que tratam do mesmo problema de segmentação que o nosso, realizamos um mapeamento sistemático dos trabalhos publicados sobre segmentação de qualquer estrutura em imagens de ultrassom fetal. Um total de 66 artigos publicados entre 1991 e 2017 foram incluídos no mapeamento.

Pudemos observar que existiu um crescimento expressivo no número de publicações relacionadas ao tema a partir de 2013 e que a grande maioria dos estudos foca na segmentação de imagens 2D. A maior parte dos estudos foca na segmentação de uma única estrutura e cabeça, fêmur e coração foram as estruturas mais comumente segmentadas. Os métodos mais utilizados para a segmentação foram os baseados em contornos ativos, seguidos pelos métodos de clusterização e limiarização. A maior parte dos estudos consultados não apresentou uma etapa inicial de remoção de ruídos e, quando apresentaram, os métodos mais utilizados foram variações de filtros de difusão anisotrópica e de mediana. Ao nosso conhecimento, esse é o primeiro mapeamento sistemático de artigos sobre segmentação em imagens de ultrassom fetal.

A técnica para a segmentação do feto proposta por esse trabalho se baseou na divisão da tarefa de segmentação em duas etapas mais simples: segmentação do saco gestacional no volume total do exame e segmentação do feto na região interna ao saco gestacional definida na primeira etapa.

Realizamos a segmentação do saco gestacional no volume 3D através do método multiplanar paralelo, em que a segmentação é realizada em cada fatia 2D do exame individualmente. Assim como na maioria dos estudos consultados em nosso mapeamento sistemático, utilizamos uma técnica baseada em contornos ativos para a segmentação de cada fatia. O algoritmo escolhido para a segmentação foi uma versão local do método Chan-Vese de segmentação por contornos ativos baseado em regiões. O método é interativo e um contorno

inicial deve ser fornecido para sua inicialização. A quantidade de interações necessárias para a realização da segmentação completa foi reduzida através da estratégia de propagar o resultado da segmentação de uma fatia para a inicialização da segmentação da fatia seguinte.

O algoritmo Chan-Vese local foi capaz de segmentar corretamente a maior parte das fatias dos volumes de teste. Em algumas das fatias em que o feto encostava nas paredes do saco gestacional, não conseguimos obter segmentações satisfatórias e uma etapa de correção da segmentação do saco gestacional baseada em operações morfológicas foi incluída no método. Essa etapa de correção se mostrou importante para que nenhuma parte do feto fosse excluída do resultado final do processo de segmentação.

Na média, nossas segmentações do saco gestacional nos dez volumes de teste atingiram o coeficiente Dice médio por volume de 0,96 em relação ao *ground truth* manual produzido por um especialista. Os testes, entretanto, foram supervisionados e quando a segmentação de uma fatia fugia do esperado, o procedimento era interrompido e uma inicialização manual era definida para a segmentação dessa fatia. Na média, 8 inicializações foram realizadas na segmentação de cada volume, mostrando que a estratégia de propagação entre fatias foi bem sucedida.

Após a exclusão da região externa ao saco gestacional, a segmentação do feto pôde ser realizada através de limiarização pelo método de Otsu e a eliminação de estruturas indesejadas por abertura morfológica e seleção da maior componente conexa. Buracos na segmentação do feto foram reduzidos através das operações de fechamento morfológico e preenchimento de buracos.

Na média, as segmentações do feto realizadas nos dez casos de teste atingiram o coeficiente Dice médio por volume de 0,86. Os bons resultados quantitativos obtidos no problema de segmentação do feto através de técnicas clássicas de processamento de imagens, como limiarização por Otsu e operações morfológicas, indicam que a estratégia de realizar primeiro a segmentação do saco gestacional foi eficaz.

Devido à dificuldade da realização de segmentações manuais dos exames tridimensionais para serem usadas como *ground truth* para as avaliações quantitativas, nossos testes foram realizados com uma base de dados reduzida. Dez exames foram utilizados e uma a cada dez fatias fez parte do *ground truth*. No total, 132 fatias tiveram o saco gestacional e o feto segmentados manualmente por um especialista. Futuros estudos deverão incluir uma base de dados maior para avaliar melhor a eficiência do método em imagens com diferentes níveis de qualidade. Além disso, por se tratar de um método interativo, novos estudos se beneficiarão se as segmentações forem realizadas

por diversos usuários e os diferentes resultados levados em consideração para as conclusões.

Trabalhos futuros podem também testar e comparar uso de diferentes métodos para a realização das diferentes etapas propostas aqui para a segmentação do feto. Em especial, outros métodos baseados em contornos ativos podem ser comparados ao Chan-Vese local na tarefa de segmentação do saco gestacional. Tanto os resultados quanto a interatividade dos métodos devem ser avaliados. Na tarefa de segmentação dos tecidos no interior do saco gestacional, outras técnicas baseadas em limiarização podem ser estudadas e comparadas ao método de Otsu. Uma comparação da realização dessa etapa através de técnicas de segmentação 2D e 3D pode também ser incluída. Finalmente, a automação da escolha do raio do elemento estruturante usado para as operações morfológicas de correção, levando em conta informações das dimensões físicas dos exames originais, poderá ser estudada.

Apesar das limitações dos testes, os resultados obtidos são promissores. Os resultados quantitativos e visuais obtidos foram bons e a quantidade de interações necessárias para a realização de todo o procedimento em cada exame foi baixa se comparada à realização de segmentações manuais. A divisão da tarefa de segmentação em duas tarefas mais simples, a técnica de propagação da segmentação entre fatias e a eficácia do método Chan-Vese local na segmentação do saco gestacional na maior parte das fatias foram as responsáveis pela eficiência do método proposto. Além disso, a existência das etapas de correção das segmentações através das operações morfológicas foi importante para a qualidade final das segmentações. Os resultados apresentados aqui podem servir de base para futuros estudos de segmentação do feto e do saco gestacional em imagens de ultrassom 3D, problemas ainda pouco explorados na literatura existente.

Referências bibliográficas

- [1] REDDY, U. M.; FILLY, R. A. ; COPEL, J. A.. **Prenatal imaging: ultrasonography and magnetic resonance imaging.** *Obstetrics and gynecology*, 112(1):145, 2008.
- [2] CAMPBELL, S.. **A short history of sonography in obstetrics and gynaecology.** *Facts, views & vision in ObGyn*, 5(3):213, 2013.
- [3] NOBLE, J. A.; BOUKERROUI, D.. **Ultrasound image segmentation: a survey.** *IEEE Transactions on medical imaging*, 25(8):987–1010, 2006.
- [4] CAMPBELL, S.. **4d and prenatal bonding: still more questions than answers.** *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 27(3):243–244, 2006.
- [5] BLAAS, H.-G.; TAIPALE, P.; TORP, H. ; EIK-NES, S.. **Three-dimensional ultrasound volume calculations of human embryos and young fetuses: a study on the volumetry of compound structures and its reproducibility.** *Ultrasound in obstetrics & gynecology*, 27(6):640–646, 2006.
- [6] SCHILD, R.. **Three-dimensional volumetry and fetal weight measurement.** *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 30(6):799–803, 2007.
- [7] AVIRAM, R.; SHPAN, D. K.; MARKOVITCH, O.; FISHMAN, A. ; TEPPER, R.. **Three-dimensional first trimester fetal volumetry: comparison with crown rump length.** *Early human development*, 80(1):1–5, 2004.
- [8] IOANNOU, C.; SARRIS, I.; SALOMON, L. ; PAPAGEORGHIU, A.. **A review of fetal volumetry: the need for standardization and definitions in measurement methodology.** *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 38(6):613–619, 2011.
- [9] WERNER, H.; DOS SANTOS, J.; FONTES, R.; DALTRO, P.; GASPARRETTO, E.; MARCHIORI, E. ; CAMPBELL, S.. **Additive manufacturing models of fetuses built from three-dimensional ultrasound, magnetic resonance imaging and computed tomography scan data.** *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 36(3):355–361, 2010.

- [10] KUSANOVIC, J. P.; NIEN, J. K.; GONÇALVES, L. F.; ESPINOZA, J.; LEE, W.; BALASUBRAMANIAM, M.; SOTO, E.; EREZ, O. ; ROMERO, R.. **The use of inversion mode and 3d manual segmentation in volume measurement of fetal fluid-filled structures: comparison with virtual organ computer-aided analysis (vocal™)**. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 31(2):177–186, 2008.
- [11] FALCON, O.; PERALTA, C.; CAVORETTO, P.; FAIOLA, S. ; NICOLAIDES, K.. **Fetal trunk and head volume measured by three-dimensional ultrasound at 11+ 0 to 13+ 6 weeks of gestation in chromosomally normal pregnancies**. *Ultrasound in obstetrics & gynecology*, 26(3):263–266, 2005.
- [12] LOIZOU, C. P.; PATTICHIS, C. S.. **Despeckle filtering for ultrasound imaging and video, volume i: Algorithms and software**. *Synthesis Lectures on Algorithms and Software in Engineering*, 7(1):1–180, 2015.
- [13] GEE, A.; PRAGER, R.; TREECE, G. ; BERMAN, L.. **Engineering a fre-hand 3d ultrasound system**. *Pattern Recognition Letters*, 24(4):757–777, 2003.
- [14] HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. ; HOFFMANN, K. R.. **Medical imaging physics**. *Medical Physics*, 30(4):730–730, 2003.
- [15] HINDI, A.; PETERSON, C. ; BARR, R.. **Artifacts in diagnostic ultrasound**. *Reports in Medical Imaging*, 2013(1):29–48, 2013.
- [16] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. ; OTHERS. **Digital image processing**, 1992.
- [17] PAL, N. R.; PAL, S. K.. **A review on image segmentation techniques**. *Pattern recognition*, 26(9):1277–1294, 1993.
- [18] DAHDOUN, S.; SERRURIER, A.; GRANGÉ, G.; ANGELINI, E. D. ; BLOCH, I.. **Segmentation of fetal envelope from 3d ultrasound images based on pixel intensity statistical distribution and shape priors**. In: *BIOMEDICAL IMAGING (ISBI), 2013 IEEE 10TH INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON*, p. 1026–1029. IEEE, 2013.
- [19] DAHDOUN, S.; ANGELINI, E. D.; GRANGÉ, G. ; BLOCH, I.. **Segmentation of embryonic and fetal 3d ultrasound images based on pixel intensity distributions and shape priors**. *Medical image analysis*, 24(1):255–268, 2015.

- [20] SUR, S. D.; JAYAPRAKASAN, K.; JONES, N. W.; CLEWES, J.; WINTER, B.; CASH, N.; CAMPBELL, B. ; RAINE-FENNING, N. J.. **A novel technique for the semi-automated measurement of embryo volume: an intraobserver reliability study.** *Ultrasound in medicine & biology*, 36(5):719–725, 2010.
- [21] RAINE-FENNING, N.; JAYAPRAKASAN, K.; CLEWES, J.; JOERGNER, I.; BONAKI, S. D.; CHAMBERLAIN, S.; DEVLIN, L.; PRIDDLE, H. ; JOHNSON, I.. **Sonoavc: a novel method of automatic volume calculation.** *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 31(6):691–696, 2008.
- [22] PIÑA, M. G. B.; BOJORGES-VALDEZ, E.; MARÍN, L. C.; HUERTA, M. G.; RIVERA, M. S. ; BAÑUELOS, V. M.. **Fetal biometric measurements during the first trimester of pregnancy.** In: 12TH INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEDICAL INFORMATION PROCESSING AND ANALYSIS, p. 1016006–1016006. International Society for Optics and Photonics, 2017.
- [23] NGUYEN, T. D.; KIM, S. H. ; KIM, N. C.. **Surface extraction using svm-based texture classification for 3d fetal ultrasound imaging.** In: COMMUNICATIONS AND ELECTRONICS, 2006. ICCE'06. FIRST INTERNATIONAL CONFERENCE ON, p. 285–290. IEEE, 2006.
- [24] KASS, M.; WITKIN, A. ; TERZOPOULOS, D.. **Snakes: Active contour models.** *International journal of computer vision*, 1(4):321–331, 1988.
- [25] BASWARAJ, D.; GOVARDHAN, A. ; PREMCHAND, P.. **Active contours and image segmentation: The current state of the art.** *Global Journal of Computer Science and Technology*, 2012.
- [26] CHAN, T. F.; VESE, L. A.. **Active contours without edges.** *IEEE Transactions on image processing*, 10(2):266–277, 2001.
- [27] LANKTON, S.; TANNENBAUM, A.. **Localizing region-based active contours.** *IEEE transactions on image processing*, 17(11):2029–2039, 2008.
- [28] DOUGHERTY, E. R.; LOTUFO, R. A.. **Hands-on morphological image processing**, volumen 59. SPIE press, 2003.
- [29] SOILLE, P.. **Morphological image analysis: principles and applications.** Springer Science & Business Media, 2013.

- [30] YOO, T. S.; ACKERMAN, M. J.; LORENSEN, W. E.; SCHROEDER, W.; CHALANA, V.; AYLWARD, S.; METAXAS, D. ; WHITAKER, R.. **Engineering and algorithm design for an image processing api: a technical report on itk-the insight toolkit**. Studies in health technology and informatics, p. 586–592, 2002.
- [31] OTSU, N.. **A threshold selection method from gray-level histograms**. IEEE transactions on systems, man, and cybernetics, 9(1):62–66, 1979.
- [32] FEDOROV, A.; BEICHEL, R.; KALPATHY-CRAMER, J.; FINET, J.; FILLION-ROBIN, J.-C.; PUJOL, S.; BAUER, C.; JENNINGS, D.; FENNESSY, F.; SONKA, M. ; OTHERS. **3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network**. Magnetic resonance imaging, 30(9):1323–1341, 2012.
- [33] DICE, L. R.. **Measures of the amount of ecologic association between species**. Ecology, 26(3):297–302, 1945.

A

Resultados Visuais da Segmentação do Feto

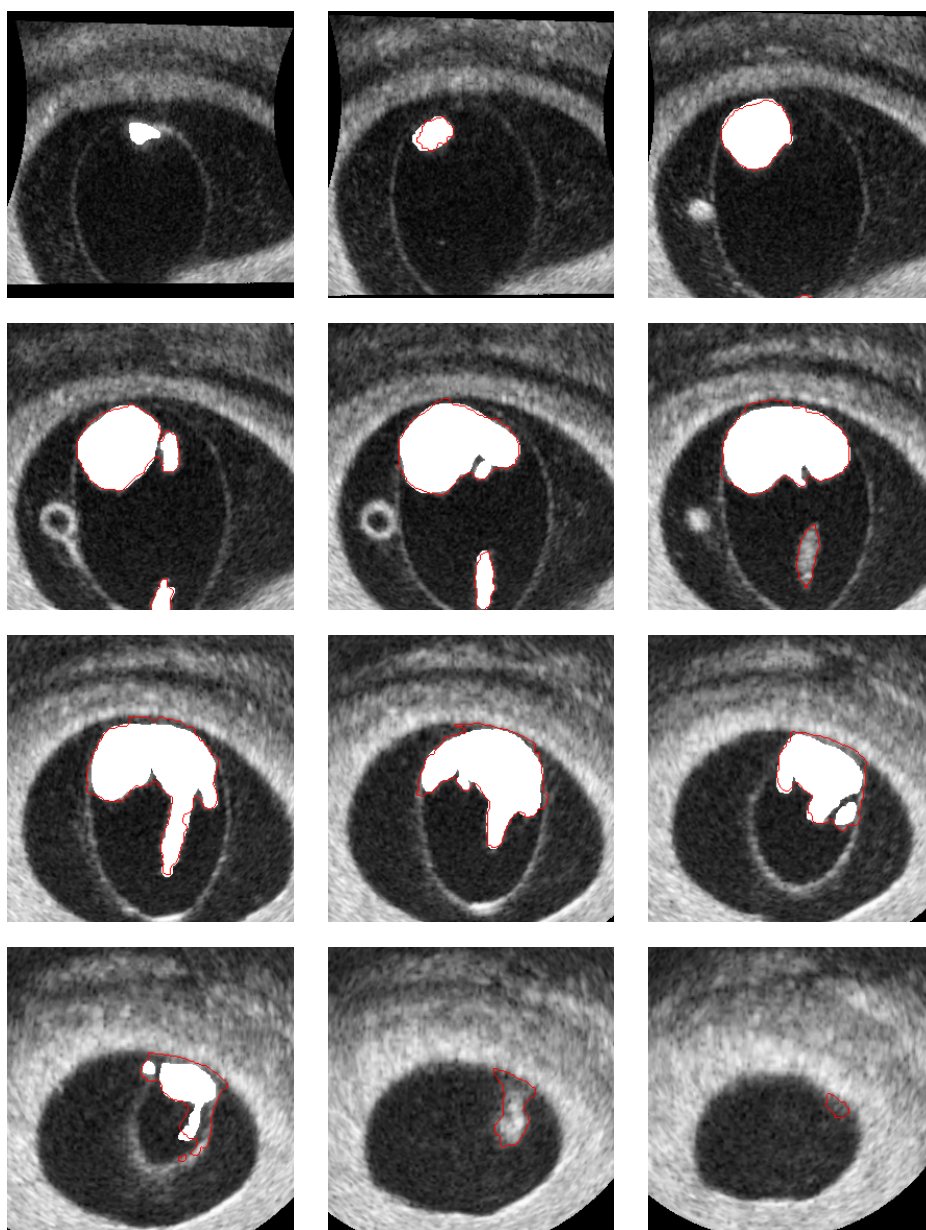


Figura A.1: Resultado da segmentação do feto no exame 2. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

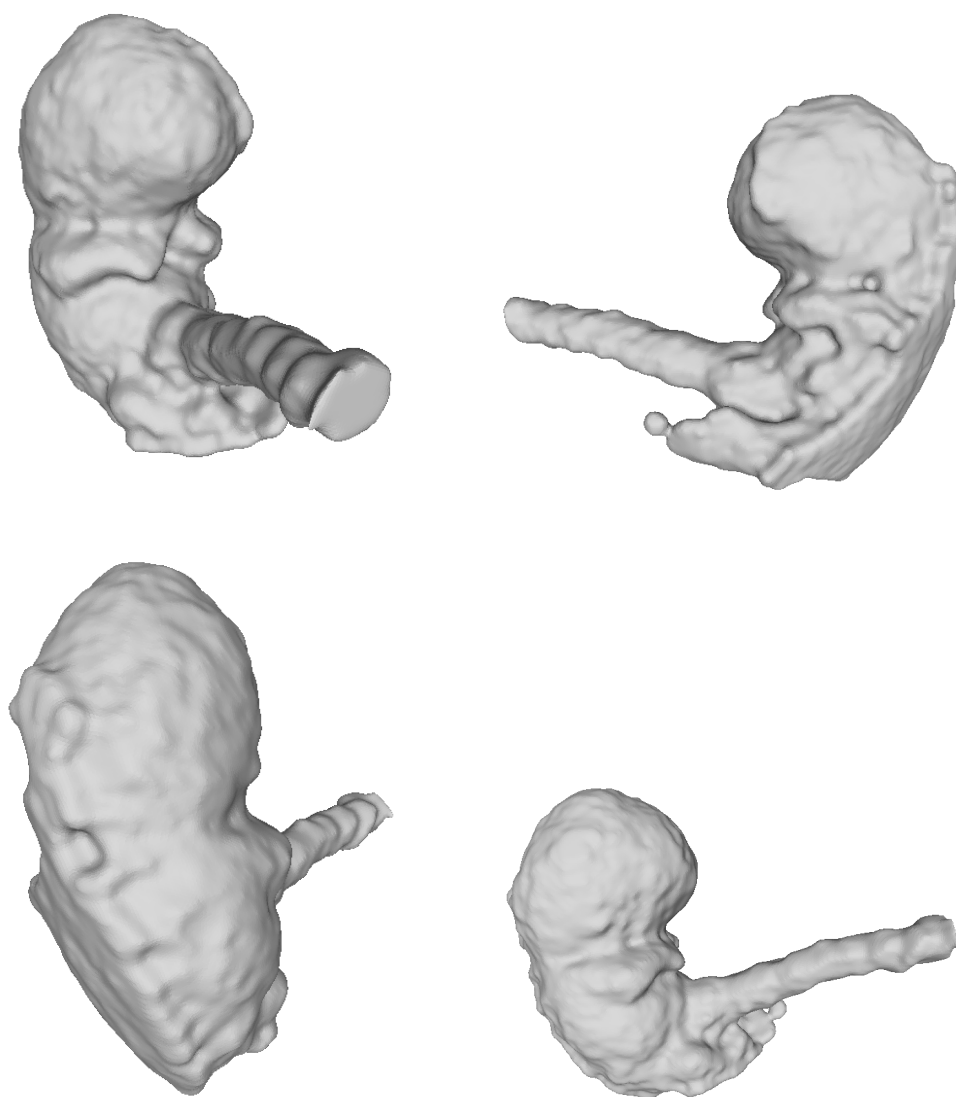


Figura A.2: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 2.

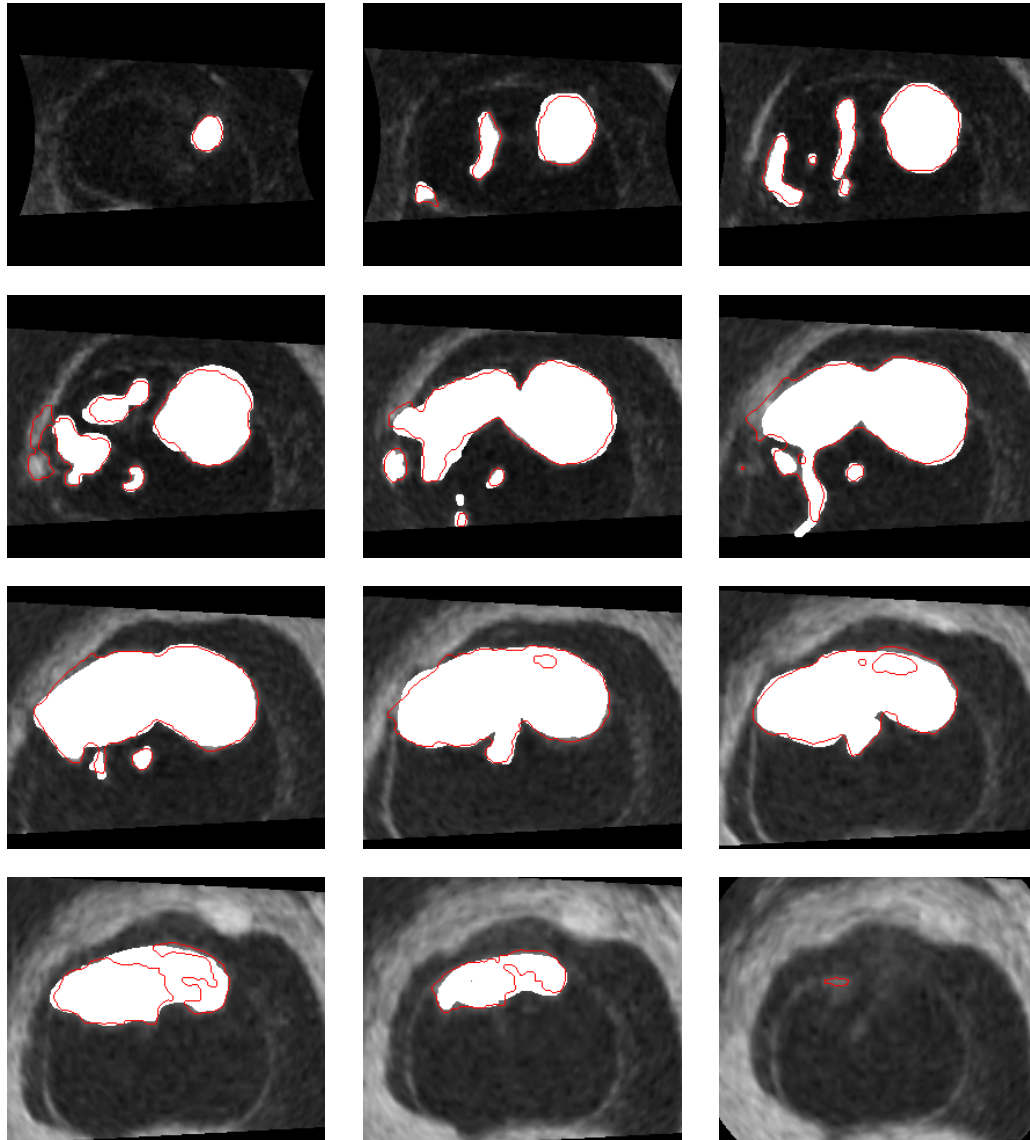


Figura A.3: Resultado da segmentação do feto no exame 3. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.



Figura A.4: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 3.

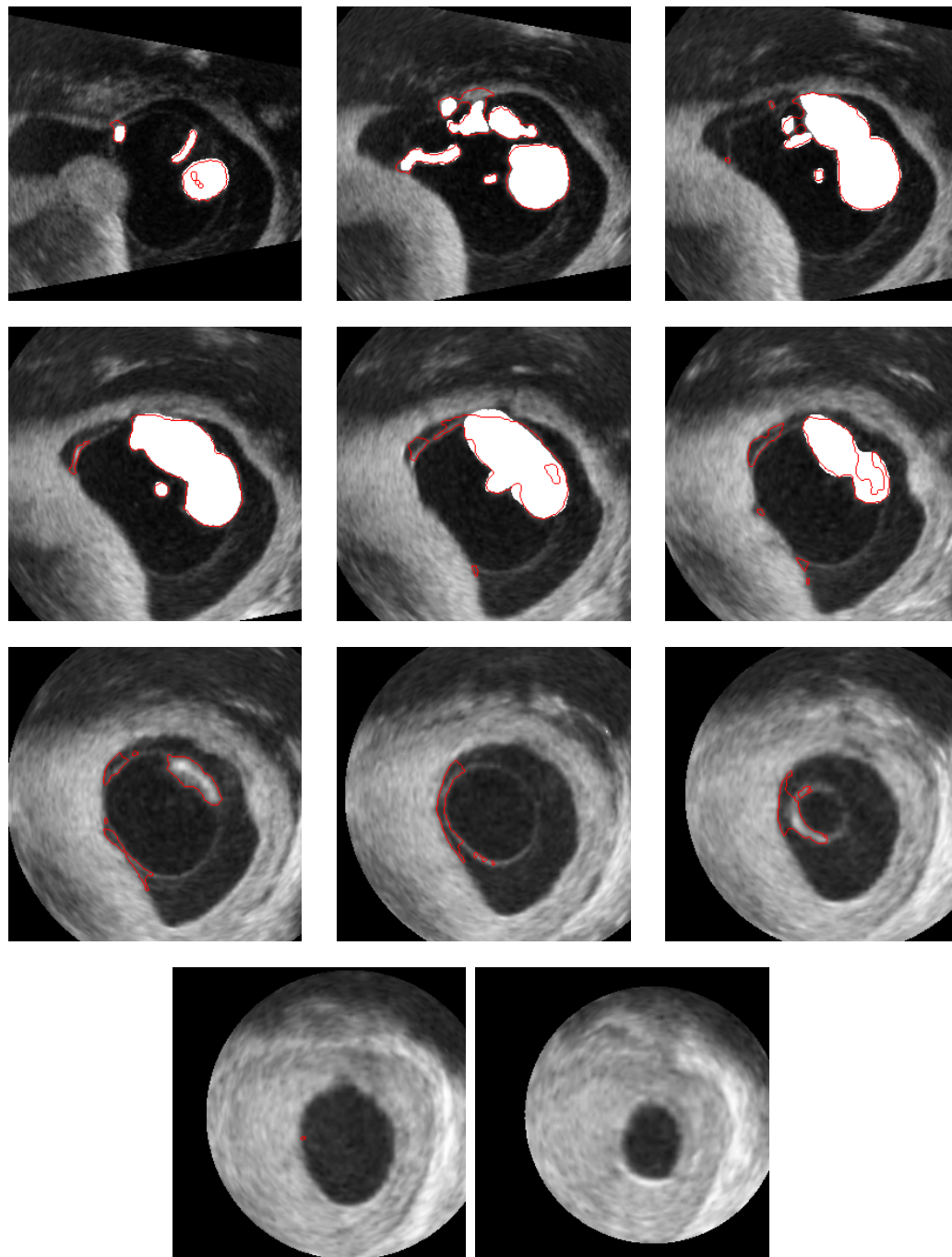


Figura A.5: Resultado da segmentação do feto no exame 4. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

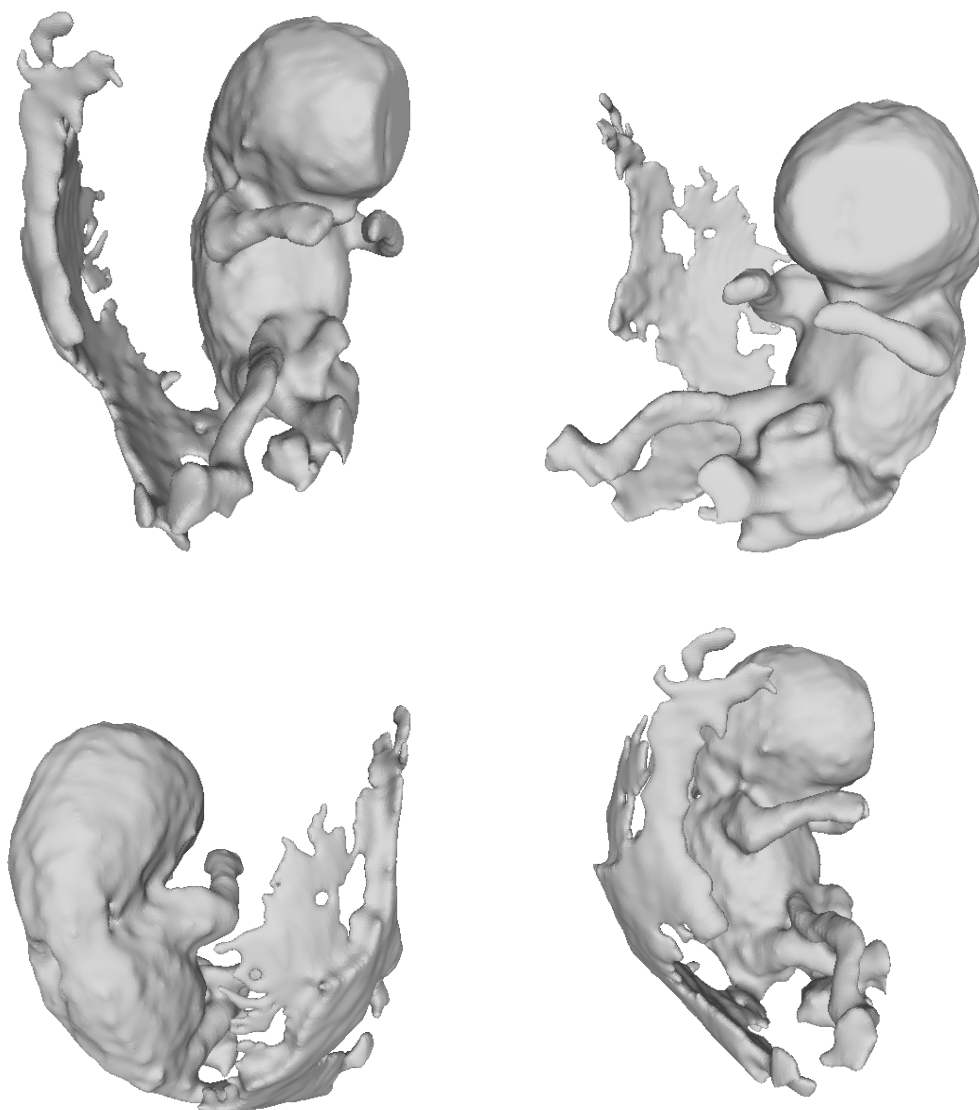


Figura A.6: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 4.

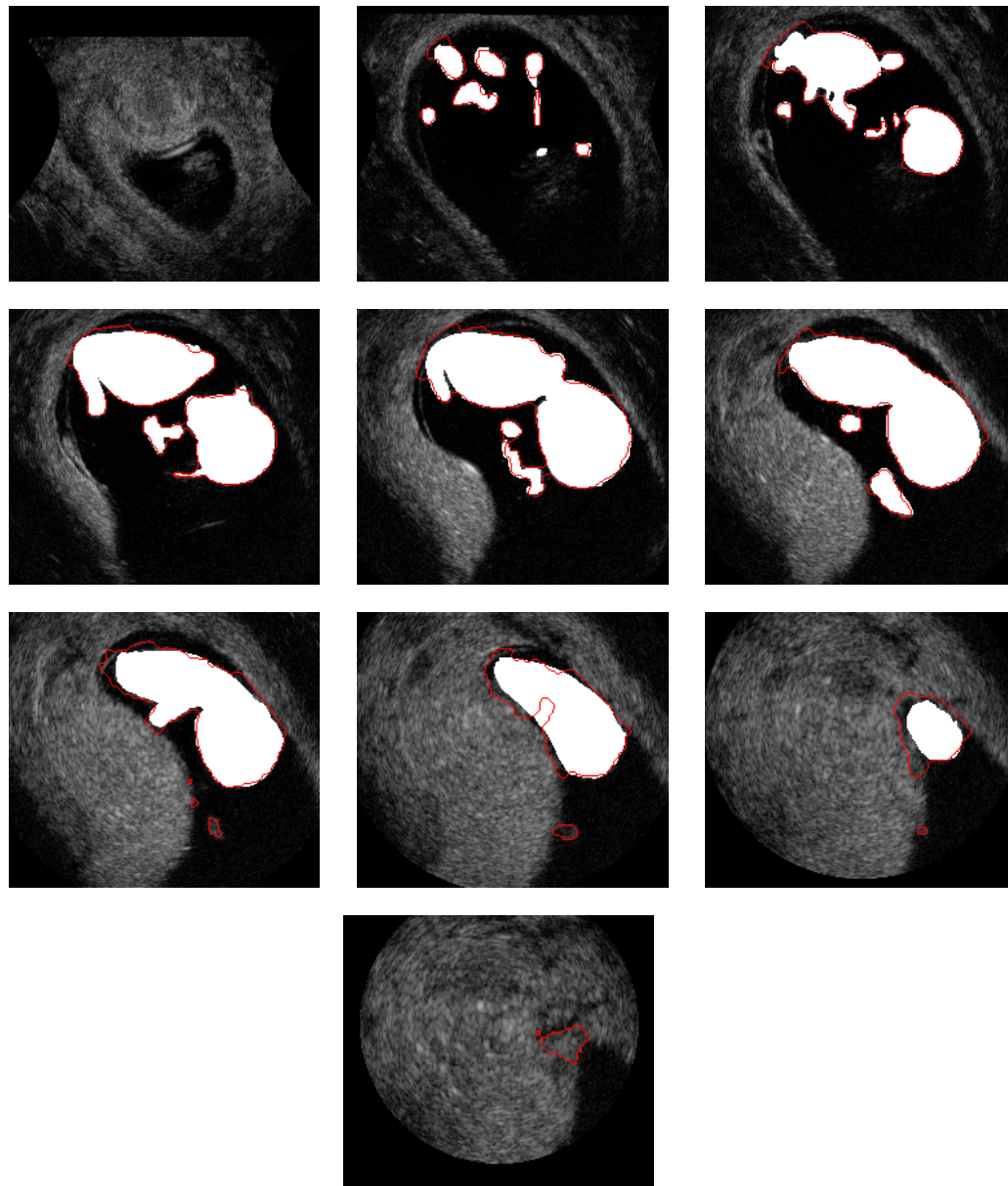


Figura A.7: Resultado da segmentação do feto no exame 5. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

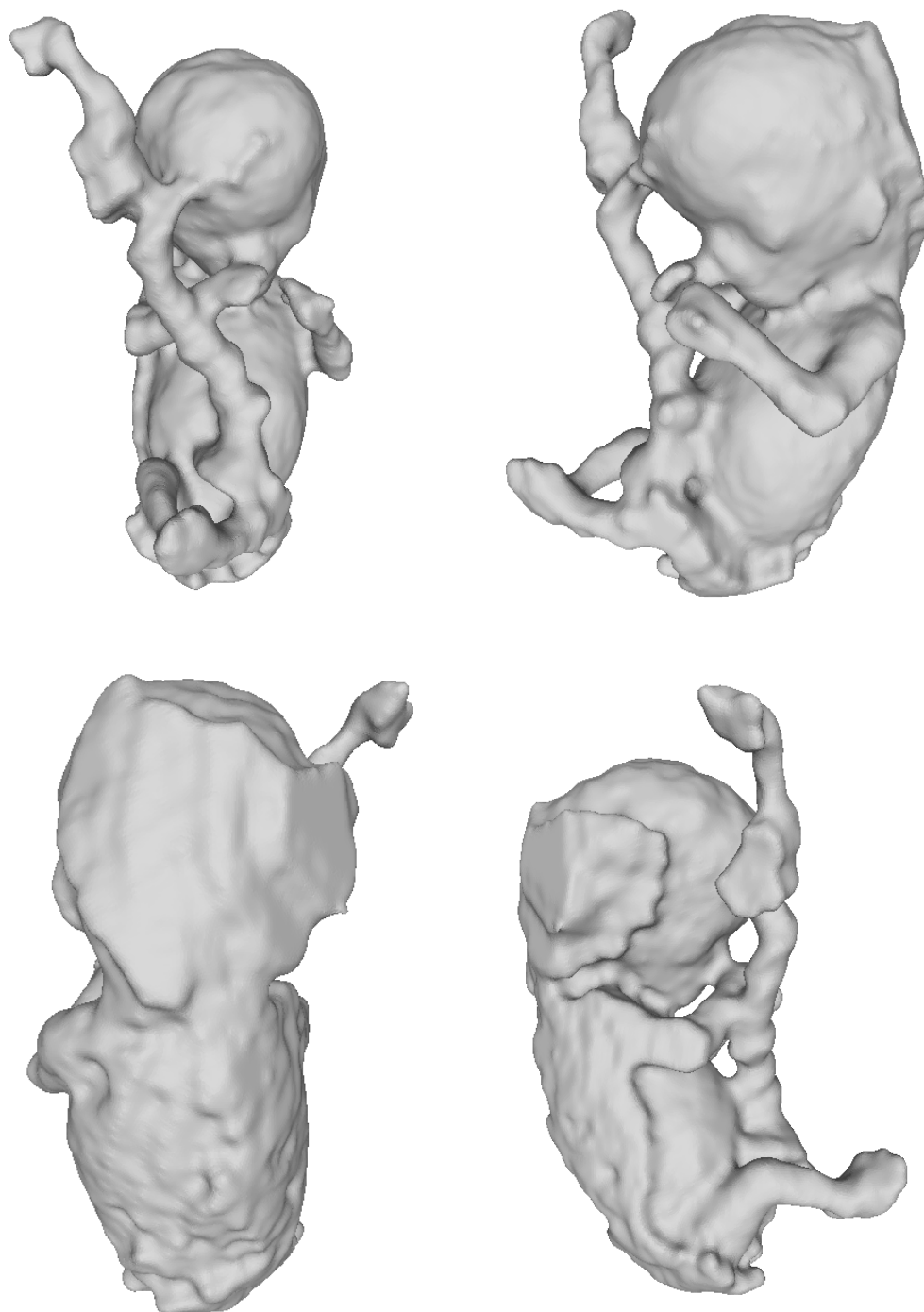


Figura A.8: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 5.

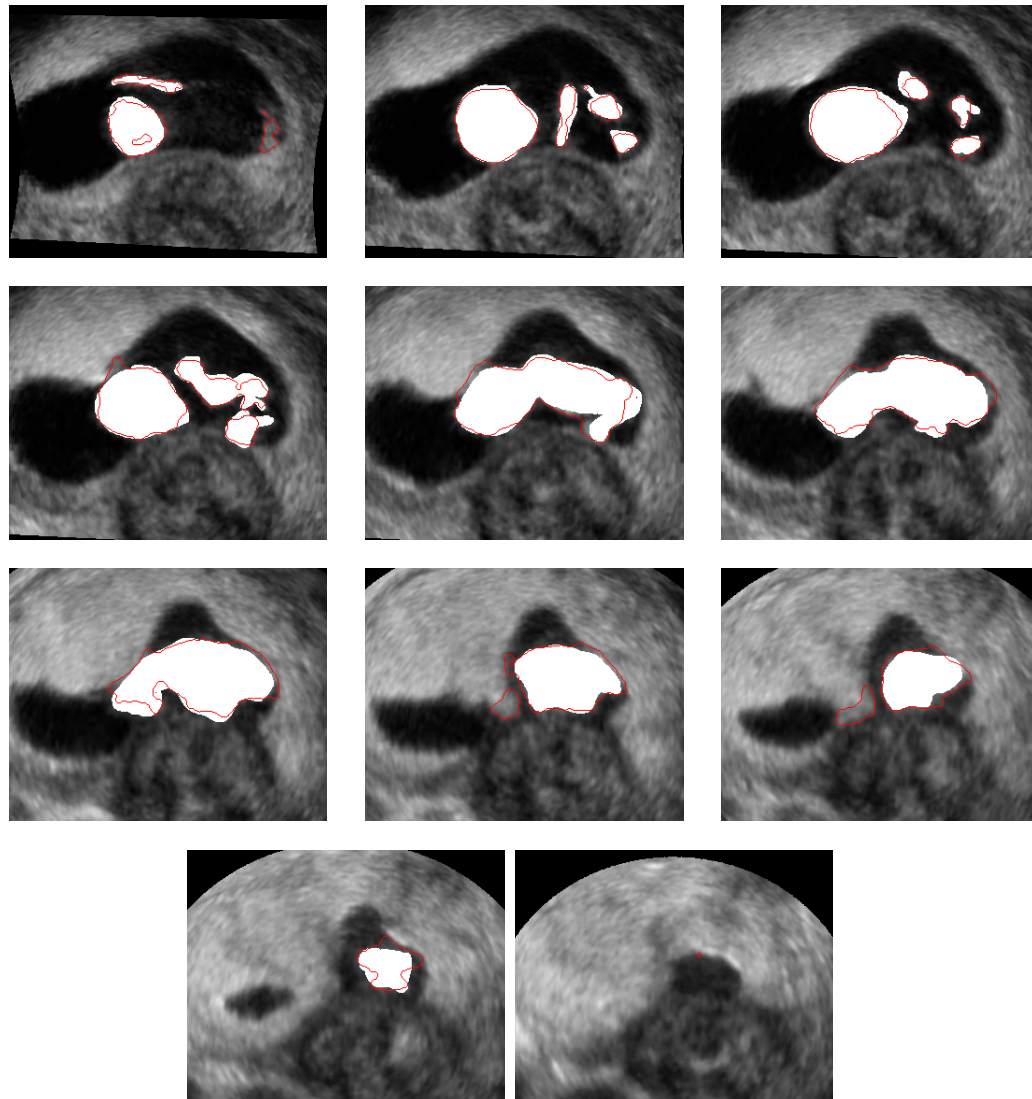


Figura A.9: Resultado da segmentação do feto no exame 6. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

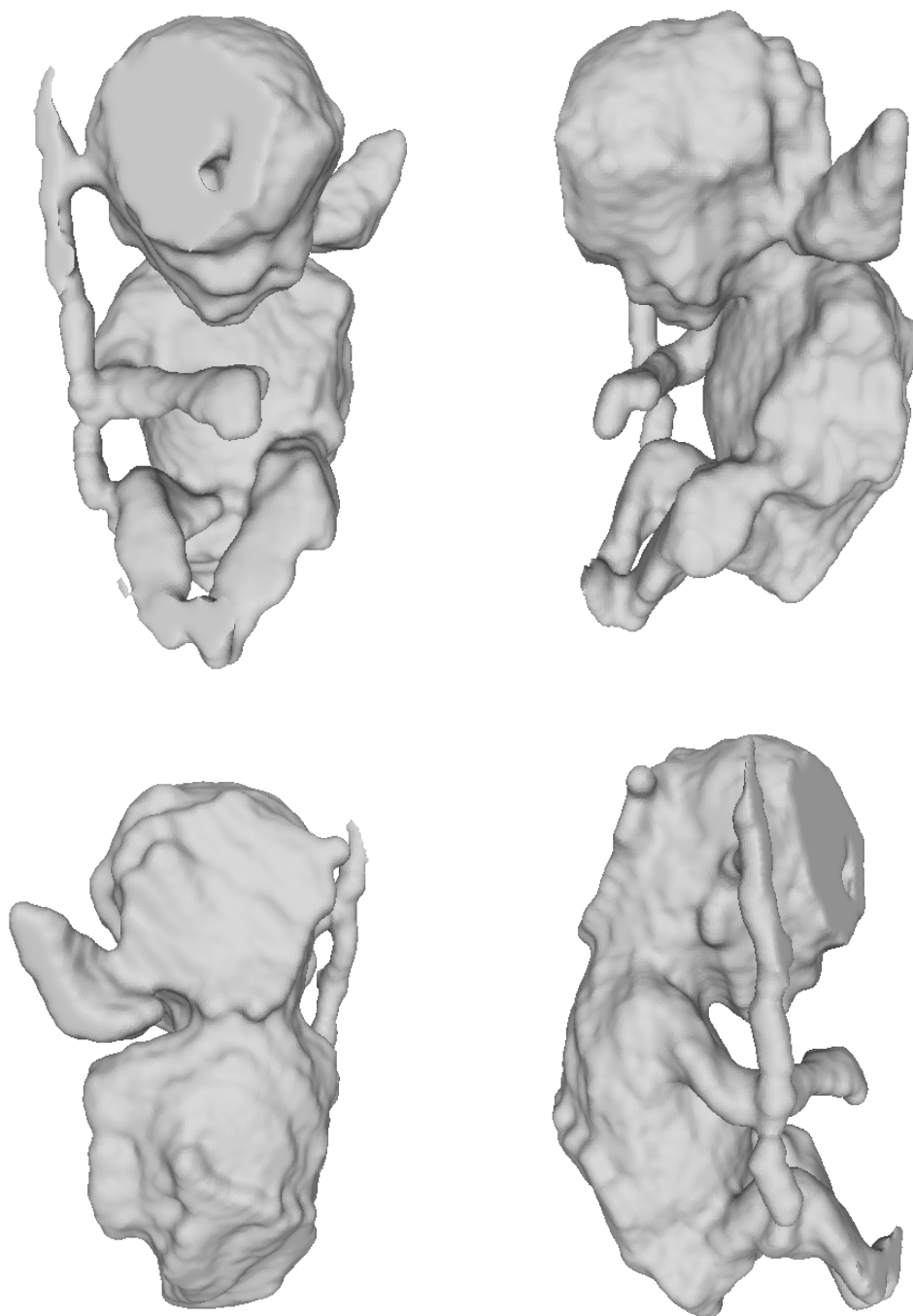


Figura A.10: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 6.

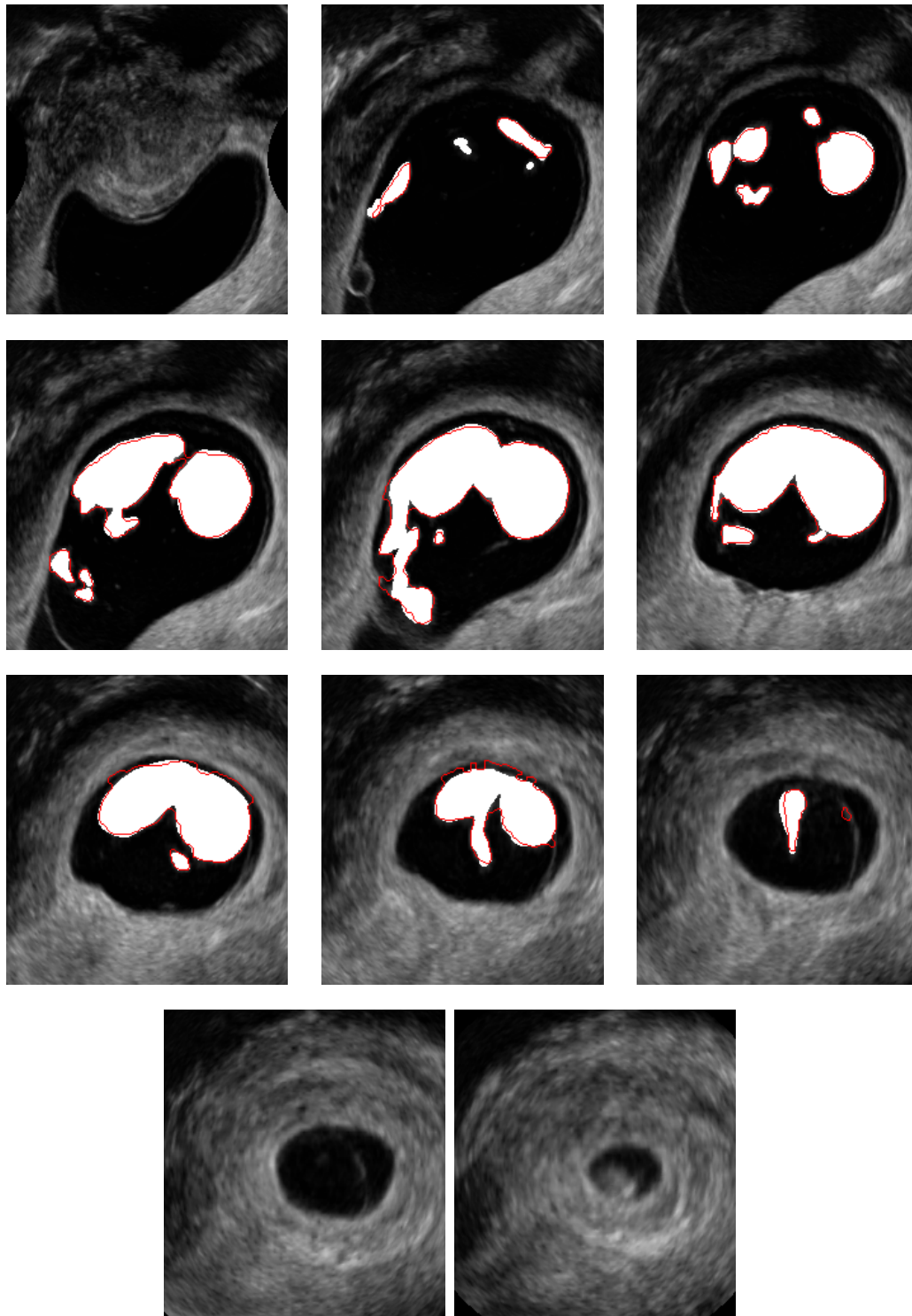


Figura A.11: Resultado da segmentação do feto no exame 7. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

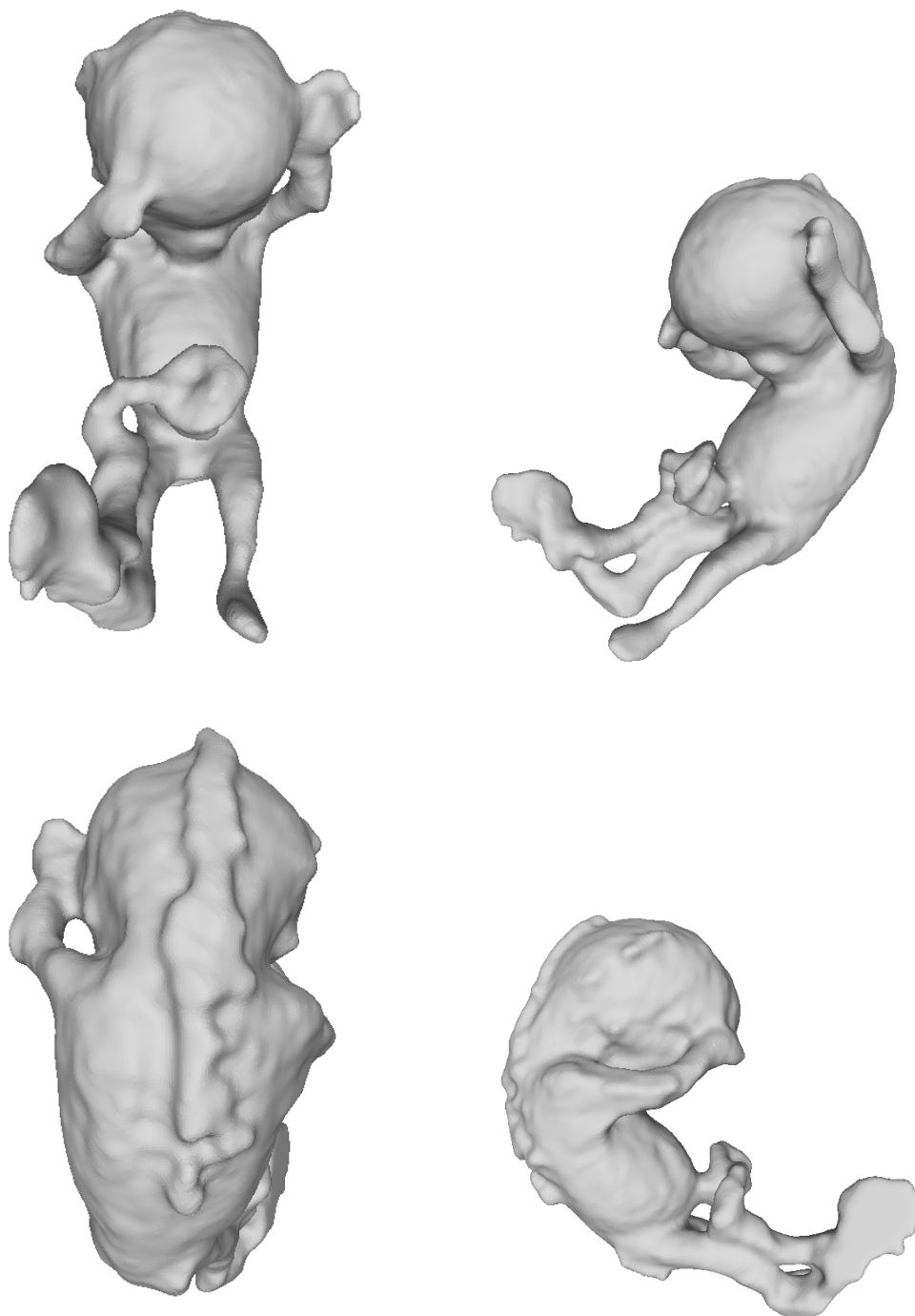


Figura A.12: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 7.

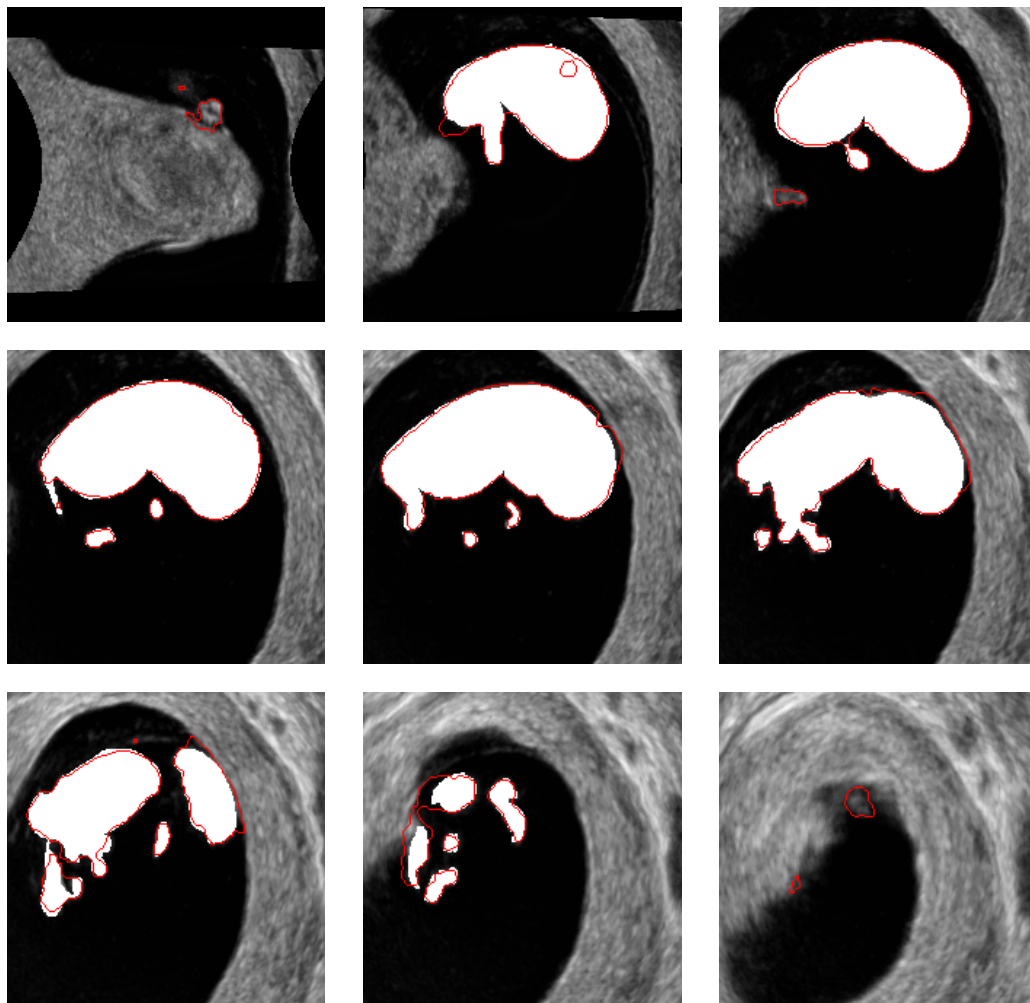


Figura A.13: Resultado da segmentação do feto no exame 9. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

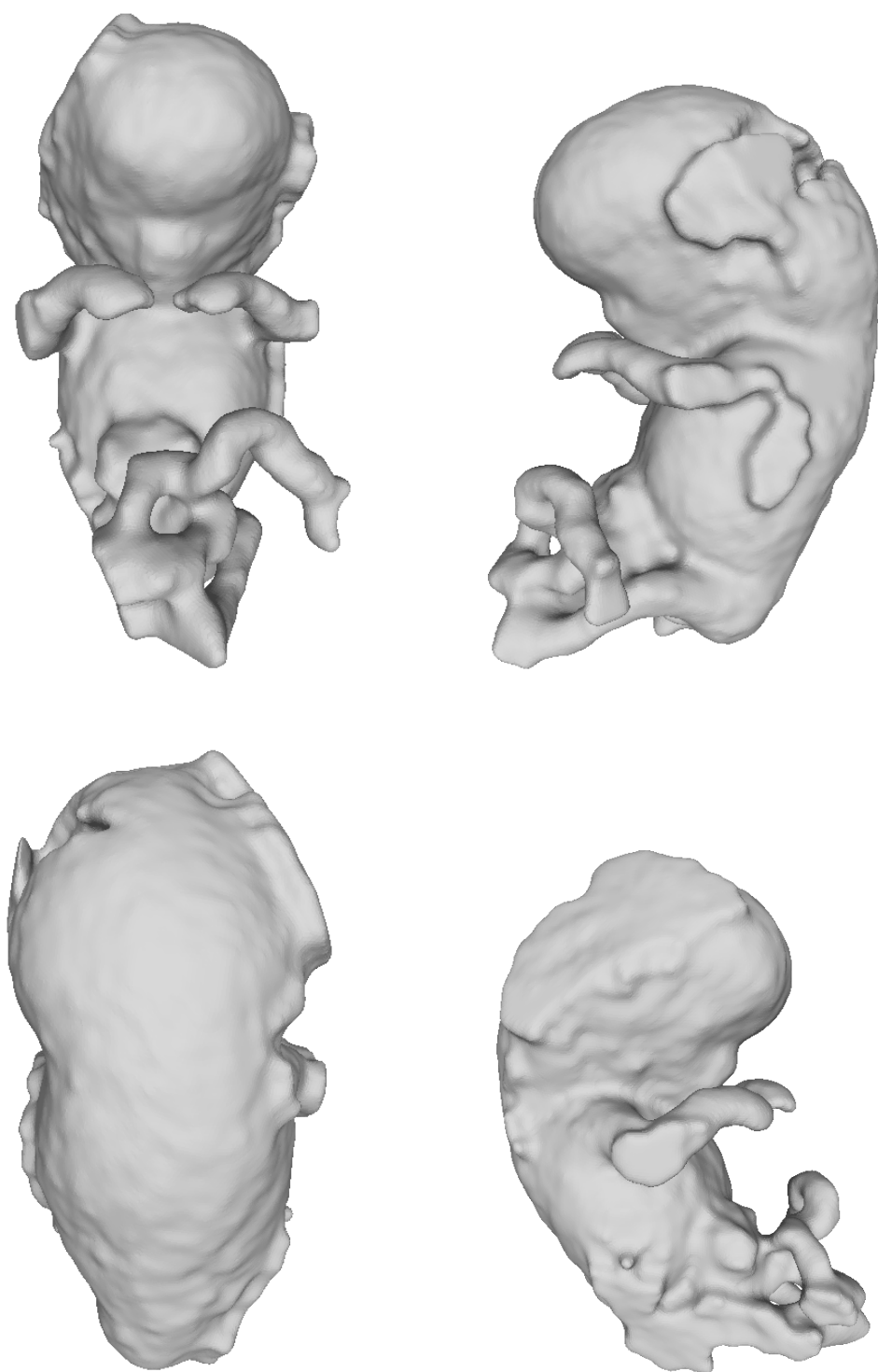


Figura A.14: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 9.

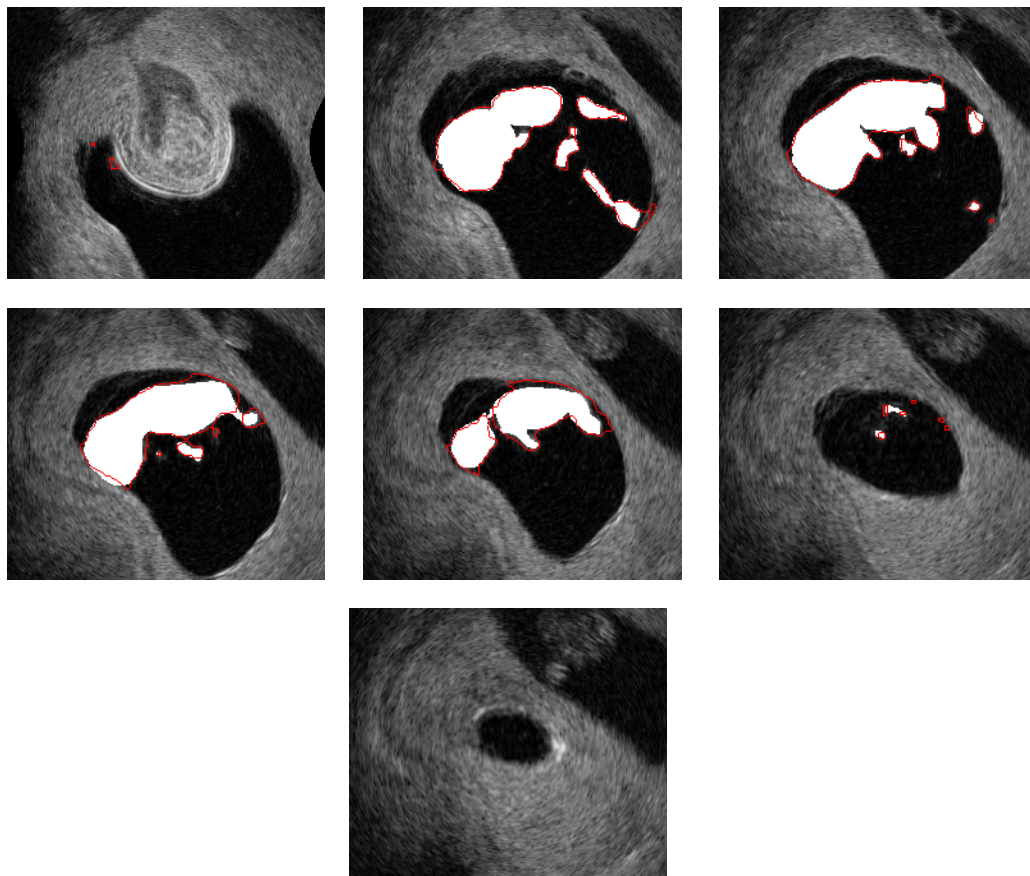


Figura A.15: Resultado da segmentação do feto no exame 10. As regiões pintadas em branco representam o resultado da segmentação manual feita pelo especialista e o contorno vermelho representa nossa segmentação.

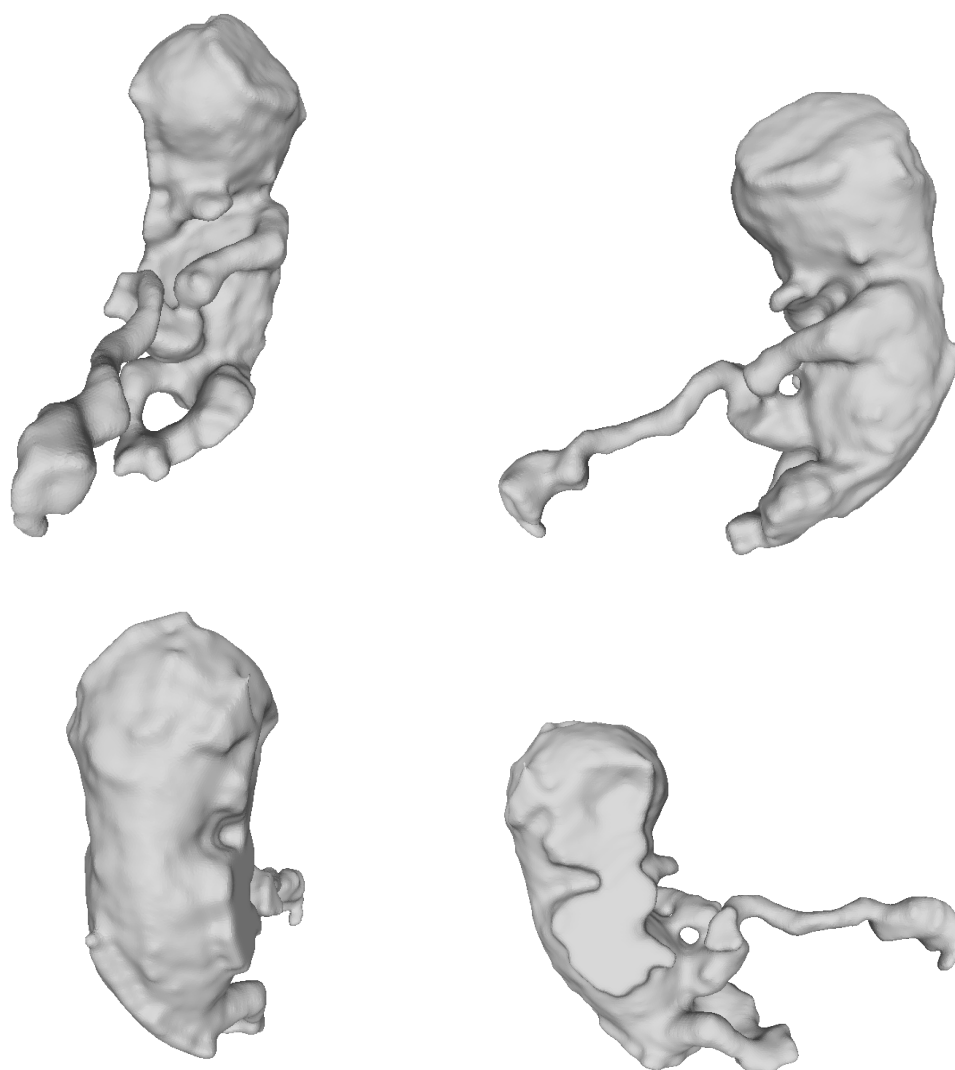


Figura A.16: Quatro vistas da malha 3D gerada a partir do volume completo da segmentação do feto no exame 10.