

RENATO SEIJI TAVARES

VISUALIZAÇÃO E ANÁLISE DE SEQUÊNCIAS DE IMAGENS
TEMPORAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO PULMÃO
UTILIZANDO ARITMÉTICA INTERVALAR

MONOGRAFIA DO TRABALHO DE
CONCLUSÃO DE CURSO
APRESENTADO À ESCOLA
POLITÉCNICA PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE ENGENHEIRO

SÃO PAULO
2007

RENATO SEIJI TAVARES

VISUALIZAÇÃO E ANÁLISE DE SEQUÊNCIAS DE IMAGENS
TEMPORAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO PULMÃO
UTILIZANDO ARITMÉTICA INTERVALAR

MONOGRAFIA DO TRABALHO DE
CONCLUSÃO DE CURSO
APRESENTADO À ESCOLA
POLITÉCNICA PARA OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE ENGENHEIRO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO:
ENGENHARIA MECATRÔNICA

ORIENTADOR: PROF. DR.
MARCOS DE SALES GUERRA
TSUZUKI

SÃO PAULO
2007

FICHA CATALOGRAFICA

Tavares, Renato Seiji

Visualização e Análise de Seqüências de Imagens Temporais de Ressonância Magnética do Pulmão Utilizando Aritmética Intervalar. São Paulo, 2007.

117p.

Monografia do Trabalho de Conclusão de Curso – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1. Ressonância Magnética 2. Pulmão 3. Processamento de Imagens

I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica.

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. t

DEDICATÓRIA

A meus pais, familiares, amigos e professores, que me deram grande apoio e incentivo durante minha jornada acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marcos de Sales Guerra Tsuzuki, pelas orientações durante a realização deste trabalho, por ter me orientado pelos caminhos da pesquisa, por seus ensinamentos e oportunidades oferecidos ao longo deste ano.

Agradeço à FAPESP (Fundação de Amparo à pesquisa do Estado de São Paulo) pela bolsa cedida durante a realização deste trabalho.

Agradeço à minha família e amigos que indiretamente me ajudaram na conclusão deste trabalho de conclusão de curso.

Agradeço a todos que, de maneira direta ou indireta, colaboraram na execução deste trabalho.

RESUMO

O pulmão é um órgão cujo movimento só pode ser visto de forma indireta. A ressonância magnética é a forma de aquisição mais recomendada para aquisição de seqüências de imagens com o objetivo de visualizar o pulmão em movimento. As imagens estão armazenadas em arquivos de formato DICOM.

A função de respiração é o padrão com o qual o pulmão se movimenta. Em um plano qualquer, aplica-se o operador de borda e então se aplica a transformada de Hough. A transformada de Hough é um mapeamento ponto-reta entre dois espaços, e é útil para se encontrar padrões em imagens, mesmo na presença de ruídos.

Três métodos foram utilizados para a transformada de Hough. O primeiro foi baseado em valores com o objetivo de minimizar erros de arredondamento. O segundo utiliza o algoritmo de Bresenham para traçamento de linhas. O terceiro utiliza a aritmética intervalar para implementar o algoritmo de Bresenham.

Pode-se, em seguida, aplicar a transformada de Hough Inversa e se obter as funções de respiração em todos os pontos.

O primeiro método estudado apresentava erros de imprecisões e truncamentos em seus cálculos. O método que utiliza traçamento de retas por Bresenham não possui eficiência computacional, necessitando de quantidade de pontos muito alto para se obter resultados melhores. O método que utiliza a aritmética intervalar permitiu estimar e minimizar erros em todos os cálculos e apresentou os melhores resultados.

Um método alternativo procura a função respiração escalada em todos os ângulos ao redor de um dado ponto e é uma alternativa para alguns pontos.

ABSTRACT

The lung is an organ whose movement can only be seen indirectly. The magnetic resonance is the most recommended acquisition method for acquiring sequence of images with the objective of visualizing the lung in movement.

The respiratory pattern is the pattern with which the lung moves. In any given plane, the edge detector can be applied, followed by the Hough transform. Hough transform is a mapping between two spaces, and it is useful for pattern searching in images, even when there is noise in it.

Three different methods for the Hough transform were used. The first method uses values that minimize rounding errors. The second one utilizes the Bresenham algorithm for line drawing. The third one uses interval arithmetic for implementing the Bresenham algorithm.

The inverse Hough transform is, then, applied for obtaining the respiratory pattern of all points.

The first method's result had errors due to rounding and truncating errors. The second one isn't computationally efficient, as it is needed a higher amount of points to achieve better results. The method that implements interval arithmetic allowed us to estimate and minimize errors throughout all the calculations and obtained the best results.

An alternate method seeks a scaled respiratory pattern in all directions around a given point and it can be used for some points.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	CONCEITOS PRINCIPAIS.....	17
2.1	Formato de Arquivos DICOM.....	17
2.2	Função Respiração	22
2.3	Detector de Bordas	24
2.4	Algoritmo de Bresenham.....	26
2.5	Transformada de Hough	30
2.6	Aritmética Intervalar	33
2.6.1	Outras Definições e Propriedades da Aritmética Intervalar	35
3	ANÁLISE DOS ALGORITMOS	37
3.1	Determinação da Função de Respiração.....	39
3.2	Transformada de Hough	47
3.2.1	Primeiro Método.....	51
3.2.2	Utilizando Bresenham.....	60
3.2.3	Utilizando a Aritmética Intervalar	66
3.3	Determinação das Funções de Respiração Principais.....	72
3.3.1	Princípio da Não-Colisão	80
3.4	Determinação de Ângulo e Escala para Função Respiração.....	112
3.4.1	Utilizando a Aritmética Intervalar	113
4	CONCLUSÃO	116
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Estrutura de dados do formato DICOM.	18
Figura 2. Exemplos de imagens de ressonância magnética do pulmão (a) imagem coronal; e (b) imagem sagital.	22
Figura 3. Volume Espaço-Temporal (VET) de série de imagens coronais de pulmão.	23
Figura 4. Intersecção de um plano vertical qualquer com o volume espaço-temporal	24
Figura 5. Ilustração do método de detecção de borda. Conjuntos superior (círculo cheio) e inferior (círculo vazio) de pixels em torno do ponto considerado são usados para calcular o gradiente.	25
Figura 6. Aplicação do algoritmo de detecção de bordas em image de intersecção do VET com plano vertical. Imagens Slice e Edge, do detector de bordas.	26
Figura 7. Pixels em dúvida para traçar a reta.	27
Figura 8. Reta com inclinação de 4/11. Ponto médio do pixel mais próximo representado pelo grid.	28
Figura 9. Resultado do método de Bresenham para a reta que liga os pontos (0,0) e (4,4).	30
Figura 10. Mapeamento da função respiração com a variável x. (a) representação teórica;	33
Figura 11. Interface do programa desenvolvido.	37
Figura 12. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).	40
Figura 13. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).	41
Figura 14. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).	42
Figura 15. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).	43
Figura 16. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).	43
Figura 17. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).	44
Figura 18. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).	45
Figura 19. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).	45
Figura 20. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).	46
Figura 21. Determinação da Função Respiração Base (Ajuste).	47
Figura 22. Imagens <i>Coronal</i> , <i>Slice</i> e <i>Edge</i> para plano de corte 86.	48
Figura 23. Imagens <i>Coronal</i> , <i>Slice</i> e <i>Edge</i> para plano de corte 111.	48

Figura 24. Imagens <i>Coronal</i> , <i>Slice</i> e <i>Edge</i> para plano de corte 159.	49
Figura 25. Imagens <i>Coronal</i> , <i>Slice</i> e <i>Edge</i> para plano de corte 170.	49
Figura 26. Imagens <i>Coronal</i> , <i>Slice</i> e <i>Edge</i> para plano de corte 200.	50
Figura 27. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 86 (Imagens de Entrada).....	52
Figura 28. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).....	52
Figura 29. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem <i>Hough</i>).	53
Figura 30. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).....	53
Figura 31. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem <i>Hough</i>).	54
Figura 32. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 103 (Imagens de Entrada).....	55
Figura 33. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).....	55
Figura 34. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem <i>Hough</i>).	56
Figura 35. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 114 (Imagens de Entrada).....	56
Figura 36. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).....	57
Figura 37. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem <i>Hough</i>).	57
Figura 38. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 183 (Imagens de Entrada).....	58
Figura 39. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).....	59
Figura 40. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem <i>Hough</i>).	59
Figura 41. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 1).60	
Figura 42. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 2).61	
Figura 43. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 3).61	
Figura 44. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 4).62	
Figura 45. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham com plano de corte 86 (Imagens de Entrada).....	63
Figura 46. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Função Respiração Base).....	63

Figura 47. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Imagens Hough e Difference).....	64
Figura 48. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham com plano de corte 156 (Imagens de Entrada).....	64
Figura 49. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Função Respiração Base).....	65
Figura 50. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Imagens Hough e Difference).....	65
Figura 51. Comparação entre resultados da Transformada de Hough com Bresenham utilizando 61, 81 e 101 pontos.	66
Figura 52. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar, com plano de corte 85 (Imagens de Entrada).	68
Figura 53. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Função Respiração Base).....	68
Figura 54. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Imagens <i>Slice</i> , <i>Edge</i> e <i>Hough</i>).....	69
Figura 55. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar, com plano de corte 158 (Imagens de Entrada).	69
Figura 56. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Função Respiração Base).....	70
Figura 57. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Imagens <i>Slice</i> , <i>Edge</i> e <i>Hough</i>).....	70
Figura 58. Resultados da Transformada de Hough utilizando os três métodos (Estudado, com Bresenham e utilizando Aritmética Intervalar).....	71
Figura 59. Resultados da Transformada de Hough utilizando os três métodos (Estudado, com Bresenham e utilizando Aritmética Intervalar).....	71
Figura 60. Função Respiração encontrada em ponto de máximo do Espaço de Hough.....	72
Figura 61. Função Respiração encontrada em ponto de máximo da imagem Hough.	73
Figura 62. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham).....	73
Figura 63. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham).....	74

Figura 64. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham) – Resultados diferentes.	74
Figura 65. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham, com plano de corte 103 (Imagens de Entrada).....	75
Figura 66. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham (Função de Respiração).....	76
Figura 67. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham (Imagens <i>Edge</i> e <i>Hough</i>).	77
Figura 68. Função respiração encontrada pelo método que utiliza Aritmética Intervalar.	77
Figura 69. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Resultados semelhantes.	78
Figura 70. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Método estudado apresenta resultado diferente.	79
Figura 71. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Método com Bresenham apresenta resultado diferente.	79
Figura 72. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	82
Figura 73. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	82
Figura 74. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	83
Figura 75. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	83
Figura 76. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	84
Figura 77. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	84
Figura 78. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	85
Figura 79. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	85
Figura 80. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	86
Figura 81. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	86
Figura 82. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	87
Figura 83. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	87
Figura 84. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	88
Figura 85. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	88
Figura 86. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	89
Figura 87. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	89
Figura 88. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	90

Figura 89. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	90
Figura 90. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	91
Figura 91. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	91
Figura 92. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	92
Figura 93. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	92
Figura 94. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	93
Figura 95. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	93
Figura 96. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	94
Figura 97. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	94
Figura 98. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	95
Figura 99. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	95
Figura 100. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função	96
Figura 101. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função	96
Figura 102. Função de respiração encontrada incorreta.....	97
Figura 103. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	97
Figura 104. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	98
Figura 105. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	98
Figura 106. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	99
Figura 107. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	99
Figura 108. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	100
Figura 109. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	100
Figura 110. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	101
Figura 111. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	101
Figura 112. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	102

Figura 113. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	102
Figura 114. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	103
Figura 115. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	103
Figura 116. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	104
Figura 117. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	104
Figura 118. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	105
Figura 119. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	105
Figura 120. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	106
Figura 121. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	106
Figura 122. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	107
Figura 123. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	107
Figura 124. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	108
Figura 125. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	108
Figura 126. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	109
Figura 127. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	109
Figura 128. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	110
Figura 129. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função	110

Figura 130. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	111
Figura 131. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	111
Figura 132. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função	112
Figura 133. Busca da Função Respiração escalada em plano inclinado qualquer.	113
Figura 134. Resultado da busca por escala e ângulo para o ponto (86, 126)......	115
Figura 135. Resultado da busca por escala e ângulo para o ponto (184, 136)....	115

1 INTRODUÇÃO

Métodos de visualização indireta como a Ressonância Magnética (MR, sigla em inglês) fazem parte da medicina já há algum tempo e permitem a realização de exames e diagnósticos sem a necessidade de utilização de métodos intrusivos. O estudo do corpo humano, de sua anatomia e de seu funcionamento também progrediu e hoje em dia é possível fazer análises mais detalhadas de quase todos os órgãos. Porém, o pulmão é um órgão que ainda não recebeu um estudo mais aprofundado. Isto ocorre devido ao fato do pulmão não poder ser observado *in vivo*. Ao se abrir a caixa torácica, os pulmões colapsam. Assim, propõe-se recorrer a imagens geradas por MR para se compreender e observar o movimento pulmonar.

A MR obtém a imagem através da polarização dos átomos de hidrogênio. A vantagem deste método é o fato de não fazer uso de radiação, fato que possibilita submeter o paciente a sessões mais longas de exame. Entretanto, no caso do imageamento do pulmão por MR, as imagens são afetadas pelo bombeamento de sangue. Quando o sangue é bombeado, ocorre a introdução de ruídos na imagem, decorrentes do movimento sanguíneo. Esta interferência não ocorre entre cada batimento do coração, intervalo em que se obtém imagens com razoável nitidez.

Neste problema em particular, no qual a análise do movimento é o foco, é necessário conviver com esta dificuldade. Assim, será estudado um método que analisa todas as imagens simultaneamente, e o movimento pulmonar poderá ser determinado mesmo nas imagens prejudicadas pelo movimento sanguíneo.

O método estudado teve a sua robustez aumentada incorporando a aritmética intervalar. Isto pode ser explicado pelo fato de as imagens serem discretizações representando a posição de uma região do volume em observação. Assim, os dados devem ser representados como intervalos e utilizaremos a aritmética intervalar para propagar estas possíveis imprecisões.

2 CONCEITOS PRINCIPAIS

Conforme salientado anteriormente, em uma sequência de imagens de MR algumas imagens estão com péssima qualidade enquanto outras possuem uma qualidade melhorada. Sabemos que a diferença de qualidade foi produzida pelo bombeamento de sangue pelo coração e que isto não afeta de maneira alguma o movimento pulmonar respiratório. Outro fato importante é que um pulmão sadio movimenta sincronamente durante o movimento respiratório, como uma bexiga inflando e desinflando. Desta maneira, será determinado inicialmente o movimento respiratório da sequência de imagens de MR. Este movimento respiratório será denominado por função respiração. Por meio da função respiração, que descreve o movimento dos pulmões. A sequência de imagens, então, será analisada como um todo e, neste trabalho, propõe-se o uso de dois algoritmos conhecidos: detector de bordas e a Transformada Hough.

2.1 Formato de Arquivos DICOM

Com a premissa de criar um padrão para facilitar a distribuição e visualização de imagens médicas, tais como CT, MR e Ultra-som, a Associação Americana de Fabricantes de Aparelhos Elétricos (NEMA, sigla em inglês) criou um formato de arquivos chamado Digital Imaging and Communications in Medicine, ou simplesmente DICOM.

O arquivo DICOM possui extensão *dcm* e pode ser considerado uma compilação de todo o exame, pois armazenas as informações do paciente, do aparelho utilizado, características específicas do exame, o plano de exame, entre outros. O arquivo pode ser dividido em blocos chamados *Data Sets* [3]. Um *Data Set* pode ser considerado como uma instância de informação do mundo real. Por exemplo, há um *Data Set* para informações de paciente e outro para informações do exame. Cada *Data Set* pode ser dividido em outras partes menores, chamadas *Data Elements*. Um *Data Element* é uma informação específica de um *Data Set*. Por exemplo, dentro do *Data Set Patient*, há o *Data Element Patient Name*, cujo valor é o nome do paciente. Cada *Data Element* é composto por até quatro campos, *Data Element Tag*, obrigatório a todos, *Value Representation*, que pode ser omitido dependendo do caso, *Value Length*, sempre presente, e, por fim, *Value Field*,

também sempre presente. O *Data Element* possui três estruturas possíveis, sendo duas com *Value Representation* explícito e diferentes entre si apenas na forma como *Value Length* é apresentado. A terceira estrutura possível possui *Value Representation* implícito. A Figura 1 ilustra a estrutura de dados do formato, com ênfase no *Data Element*.

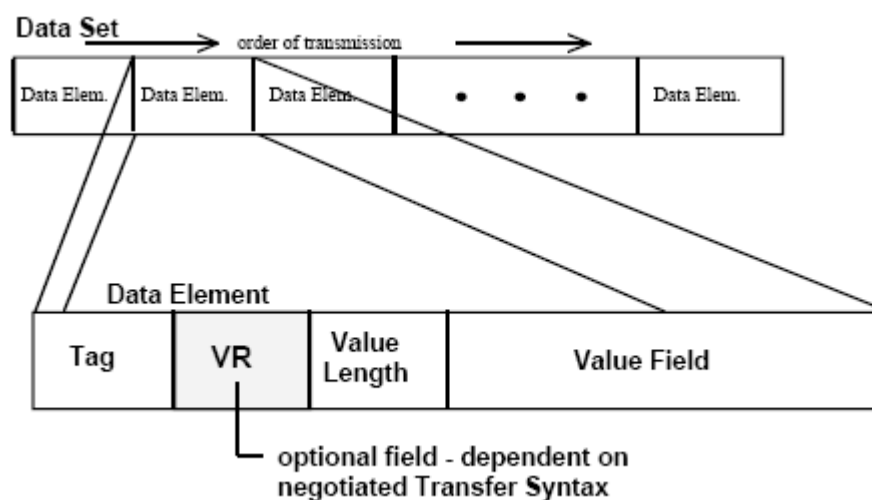


Figura 1. Estrutura de dados do formato DICOM.

O *Data Element Tag* é um par de inteiros de 16 bits, sem sinal. Seu tamanho, portanto, é 4 bytes.. O primeiro inteiro representa o *Group Number*, enquanto o segundo representa o *Element Number*. O *Group Number* identifica o *Data Set*, enquanto o *Element Number* identifica o *Data Element*. Por exemplo, (0040) como primeiro inteiro significa que aquele *Data Element* se refere ao paciente, ou seja, pertence ao *Data Set* de paciente, e se o segundo inteiro for (1102), significa que este *Data Element* é o endereço do paciente. Assim, o *Data Element* (0040,1102) é o endereço do paciente, e possui o nome Person's Address. O *Data Element Tag* é um número único e identifica o atributo. Além disso, também é utilizado na ordenação, pois sempre deve ser apresentado em ordem crescente. Observa-se que *Data Elements* com *Group Number* par são reservados, isto é, já são todos identificados pelo padrão DICOM. Como visto, qualquer *Data Element* (0040,XXXX), onde X representa um número qualquer, em hexadecimal, é reservado, pois o *Group Number* é par, e é previsto no padrão como sendo relativo ao paciente. Os demais *Data Elements*, que possuem *Group Number* ímpar, são livres e podem ser usados da maneira que aquele que estiver implementando desejar. Porém, se por um lado

isto parece dar flexibilidade ao fabricante de um equipamento com suporte a DICOM, por outro isto faz com que sejam criados muitos atributos proprietários, o que gera incompatibilidade entre sistemas de fabricantes diferentes. E o fato de a NEMA não expedir um certificado DICOM e nem um método de teste de compatibilidade, garantindo a compatibilidade de um sistema com o padrão DICOM, agrava os problemas quando se trabalha com fabricantes diferentes. Ainda, os *Data Elements* (XXXX,0000) são sempre reservados e não podem ser utilizados, mas devem estar implementados. Eles servem para anunciar um novo Data Set e em seu campo *Value Field* está o tamanho deste *Data Set*. Tal informação é importante quando se examina um arquivo DICOM que possui atributos privados (*Group Number* ímpar) e que não se consegue interpretar corretamente. Sabendo o tamanho deste bloco, é possível ignorá-lo e passar para o próximo *Data Set*.

Em seguida ao *Tag*, está o *Value Representation*. Possui 2 bytes de tamanho, é uma string e, quando presente, indica a estrutura do *Data Element* e o formato do dado contido em *Value Field*. Por exemplo, PN em *Value Representation* significa que o *Value Field* está no formato de *Patient Name* e, assim, as palavras nele contido devem ser separadas usando o símbolo '^'. Quando ausente, só há uma única estrutura disponível. Se o valor de *Value Representation* for "OB", "OW", "OF", "SQ" ou "UM", os próximos 16 bits são reservados e fixos em 0000H. Além disso, *Value Length* será um inteiro sem sinal de 32 bits, mas não precisa ter um valor explícito. Ver Tabela 1.

Tabela 1. Estrutura de *Data Element* Tipo 1

Tag		VR		VL	Value
Group Number (16-bit unsigned integer)	Element Number (16-bit unsigned integer)	VR (2 byte character string) igual a “OB”, “OW”, “OF”, “SQ”, “UT” ou “UN”	Reservado (2 bytes), fixo em 0000H	VL (32-bit unsigned integer)	Número par de bytes que forma o(s) Data Element Value(s)
2 bytes	2 bytes	2 bytes	2 bytes	4 bytes	VL Bytes

Se *Value Representation* for “UT”, os próximos 16 bits também estarão reservados e fixos em 0000H e *Value Length* também deverá ser um inteiro sem sinal de 32 bits. Porém, desta vez, *Value Length* precisa ser um número explícito. Para qualquer outro valor em *Value Representation*, *Value Length* será um inteiro sem sinal de 16 bits. Ver Tabela 2.

Tabela 2. Estrutura de *Data Element* Tipo 2

Tag		VR	VL	Value
Group Number (16-bit unsigned integer)	Element Number (16-bit unsigned integer)	VR (2 byte character string)	VL (16-bit unsigned integer)	Número par de bytes que forma o(s) Data Element Value(s)
2 bytes	2 bytes	2 bytes	2 bytes	VL Bytes

Caso os dois primeiros bytes no lugar onde deveria haver *Value Representation*, ao serem transformados em string, não assumirem um valor de *Value Representation* possível, então o mesmo está implícito, e os bytes lidos são do campo *Value Length*. Neste caso, *Value Length* é um inteiro sem sinal de 32 bits. Ver Tabela 3. Há uma lista de 27 valores possíveis para *Value Representation*. Observa-se que em um mesmo *Data Set*, ou todos os *Value Representation* são explícitos ou são todos implícitos, não podendo haver dos dois tipos. No caso de ser implícito, o tipo de dado em *Value Field* está definido no *Data Set Transfer Syntax*.

Tabela 3. Estrutura de *Data Element* Tipo 3

Tag		VL	Value
Group Number (16-bit unsigned integer)	Element Number (16-bit unsigned integer)	VL (32-bit unsigned integer)	Número par de bytes que forma o(s) Data Element Value(s)
2 bytes	2 bytes	4 bytes	VL Bytes

Value Length indica o tamanho do campo *Value Field*. Como *Value Field* é um campo livre, essa informação é necessária, ou não seria possível saber quando se inicia outro *Data Element* apenas examinando os bytes. A única restrição restante *Value Field* é a do número de bytes, que deve ser sempre par.

O último *Data Set* do arquivo é o que possui a imagem. Seu *Tag* é (7FE0,0010), seu *Value Representation* é OW ou OB. *Value Length* determina o tamanho da imagem, em bytes, os quais deverão ser lidos e armazenados para que a imagem seja remontada. Porém, outras informações importantes da imagem estão no *Data Set* (0028). Por exemplo, (0028,0100) indica quantos bits formam cada amostra e se chama *Bits Allocated*. (0028,0101), ou *Bits Stored*, indica quantos bits realmente estão sendo usados em cada amostra, sendo os demais não utilizados normalmente fixos em zero, e deve ser sempre um número menor do que o apresentado em *Bits Allocated*. (0028,0102), *High Bit*, indica qual o bit mais significativo e onde se inicia a leitura dos valores da amostra. (0028,0010) e (0028,0011) são, respectivamente, *Rows* e *Columns* (linhas e colunas, em inglês) e indicam o tamanho da imagem. A imagem é sempre construída da esquerda para direita e de cima para baixo, e assim deve ser montada a matriz de pixels. (0028,0002), *Samples per Pixel*, indica o número de amostras para cada pixel. Em conjunto com (0028,0004), *Photometric Interpretation*, indica qual o padrão de cor da imagem. Por exemplo, se *Photometric Interpretation* tem valor RGB, *Samples per Pixel* deve ter valor 3, ou seja, cada três amostras, de número de bytes definidos por *Bits Allocated*, formam um pixel e, neste caso, cada uma amostra representa uma das três cores básicas do sistema RGB. Se *Photometric Interpretation* tem valor *MONOCHROME1*, então *Samples per Pixel* deve ser 1, e temos uma única amostra por pixel.

Em (0002,0010), chamada de *Transfer Syntax Unique Identification*, está a informação sobre o tipo de arquivo. Por exemplo, se o seu valor for

'1.2.840.10008.1.2', isto significa que a imagem está em formato *RAW*. Porém, o valor '1.2.840.10008.1.2.4.65' indica que a imagem está no formato JPEG, sem perda de qualidade. Neste caso, não é necessário receber os demais dados de imagem e podemos utilizar bibliotecas de JPEG comuns para a leitura dos bytes e geração da imagem. A Figura 2.(a) apresenta uma imagem coronal extraída, enquanto a Figura 2.(b) apresenta uma imagem sagital. Ambas são imagens de ressonância magnética.

Por fim, observa-se ainda que todo arquivo DICOM possui seus primeiros 128 bytes vazios, geralmente fixos em zero. Em seguida, estão as quatro letras 'D', 'I', 'C' e 'M', para só então iniciar o cabeçalho.

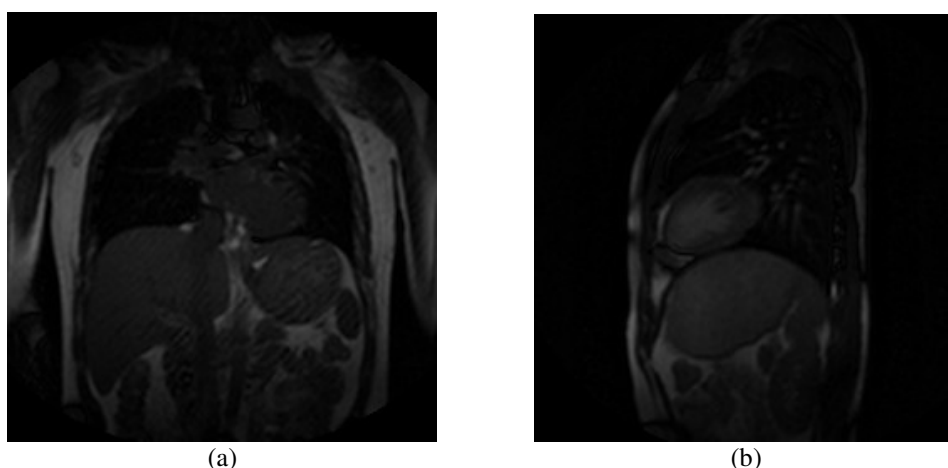


Figura 2. Exemplos de imagens de ressonância magnética do pulmão (a) imagem coronal; e (b) imagem sagital.

2.2 Função Respiração

Os algoritmos estudados são baseados no conceito de função respiração [2], [5], [7] e [8]. A função respiração representa o movimento pulmonar para uma sequência de imagens. Como não se trata de uma função cíclica, cada função respiração encontrada só é válida no espaço de tempo do exame tomado. Além disso, como o exame é composto por uma série de imagens, a função respiração também não é contínua, mas discreta, possuindo um determinado valor para cada imagem.

Além disso, está sendo considerado que todos os órgãos de uma pessoa sadia se movem sincronamente. Isto faz sentido, pois o único órgão que possui movimento próprio é o coração, com amplitude muito menor. Assim, utilizando a

função respiração, é possível determinar o movimento de cada ponto do contorno do pulmão, mesmo em imagens prejudicadas pela movimentação sanguínea.

Uma seqüência de imagens de ressonância magnética, sendo todas as imagens do mesmo corte do pulmão, define um volume espaço-temporal (VET) – ilustrado na Figura 3 – com coordenadas x , y e t , em que x e y representam as coordenadas da imagem e t representa o tempo. Define-se o volume $I_s(x,y,t)$.

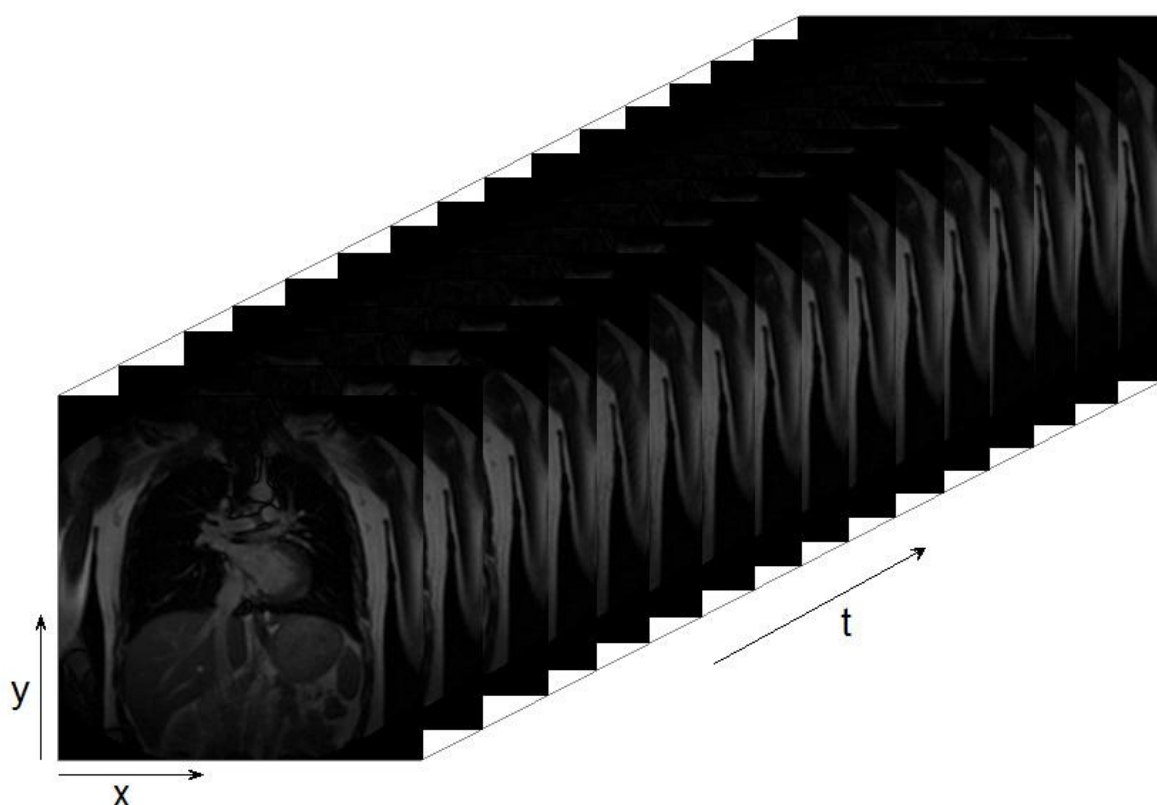


Figura 3. Volume Espaço-Temporal (VET) de série de imagens coronais de pulmão.

Define-se um plano $Q_s(x,y,\theta_s)$ em que θ_s é o ângulo formado entre o plano e o eixo x . No caso do algoritmo apresentado, os valores para θ_s considerados restringem-se a apenas 90° (ou seja, um plano vertical). A intersecção do plano $Q_s(x,y,\theta_s)$ com o volume $I_s(x,y,t)$ forma uma nova imagem, na qual a função respiração pode ser observada. A imagem a seguir – Figura 4 – mostra um exemplo de intersecção do volume $I_s(x,y,t)$ com o plano vertical $Q_s(x,y,90^\circ)$. Pode-se observar a primeira imagem da série de imagens coronais do pulmão (*Corona*), e a imagem resultante da intersecção (*Slice*).

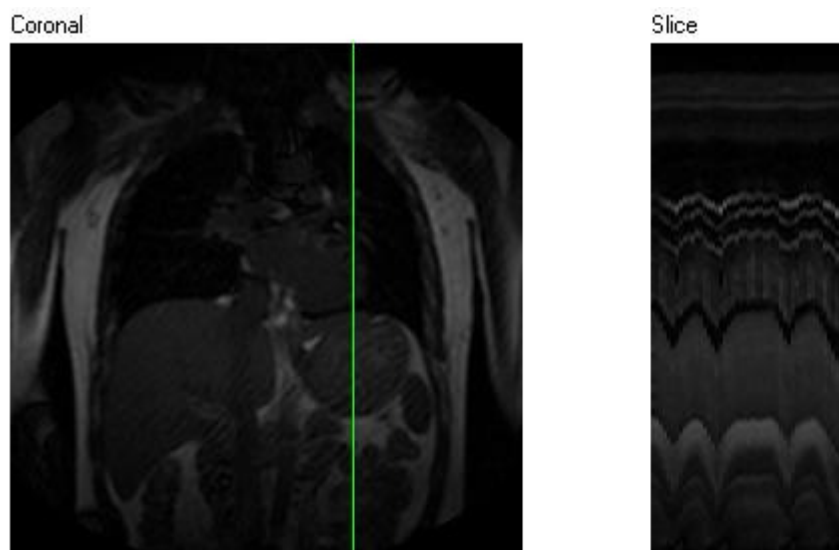


Figura 4. Intersecção de um plano vertical qualquer com o volume espaço-temporal

Na imagem *Slice*, pode-se verificar a função respiração em diversas posições e com diversas escalas. O objetivo desta análise é encontrar a escala e o deslocamento da função respiração para cada ponto do pulmão. Em seguida, poderemos encontrar também o ângulo do plano de movimento principal daquele dado ponto. Assim, podemos estimar a movimentação de todo o pulmão com maior precisão, o que nos permitiria criar um modelo 4D com menos erros.

2.3 Detector de Bordas

Um detector de bordas visa encontrar bordas na imagem, ou simplesmente curvas e retas. Para isso, a idéia utilizada é calcular o gradiente da intensidade do pixel em cada um dos pontos. O resultado é, onde há bordas, o gradiente é elevado, por causa da mudança abrupta do branco para o preto, ou o inverso, e onde o gradiente é baixo, não houve mudanças significativas na imagem, então o ponto se encontra dentro de uma área.

Tal operador mostra-se muito útil aplicado à nossa imagem. A imagem gerada pela ressonância magnética é essencialmente preta onde é ar, e branca, onde há água, como os tecidos ou sangue. Assim, utilizando a imagem de corte, o movimento da fronteira do pulmão é bem nítido e utilizar um detector de bordas nos fornecerá a função exata que desejamos, sem demais informações inúteis na imagem.

O algoritmo considera dois conjuntos de pixels para cada ponto. O primeiro conjunto é formado pelos três pontos abaixo do ponto considerado, enquanto o segundo conjunto é pelos dois pontos acima do ponto considerado mais ele próprio. Ver Figura 5, abaixo. Somam-se as intensidades dos pixels de cada conjunto e calcula-se a média das intensidades de ambos os conjuntos de pontos dividindo as somas pelo número de pixels considerados em cada um. Em seguida, subtraem-se os valores das médias. O resultado é um vetor de intensidades de pixels cujo módulo representa a possibilidade de ser uma aresta.

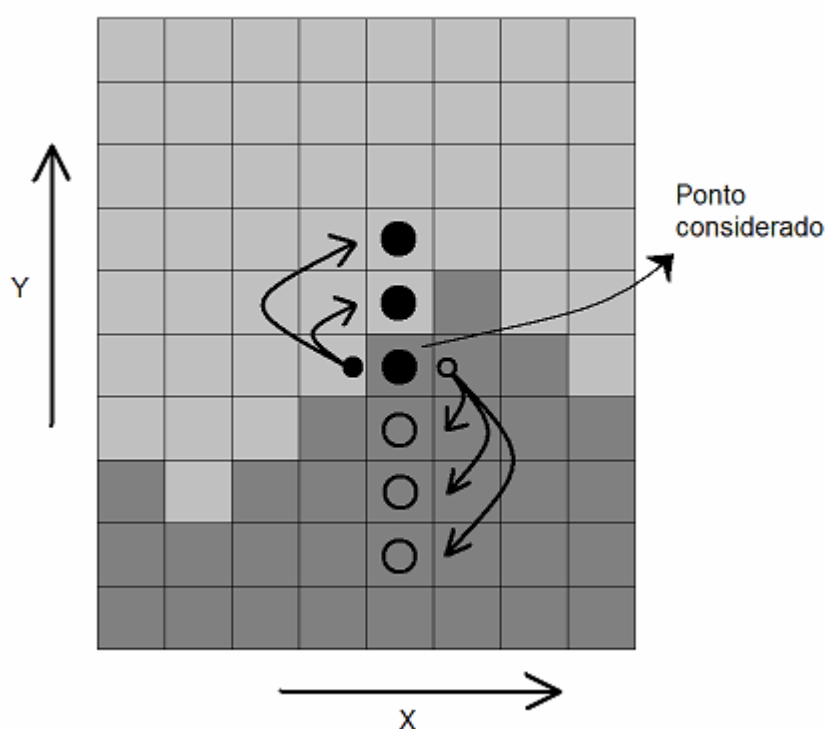


Figura 5. Ilustração do método de detecção de borda. Conjuntos superior (círculo cheio) e inferior (círculo vazio) de pixels em torno do ponto considerado são usados para calcular o gradiente.

Observa-se que no sistema de cor em escala de cinza utilizado, a cor preta tem código RGB #000000 e a cor branca tem código #FFFFFF. Assim, o valor da intensidade da cor do pixel é maior quanto mais próximo ele estiver do branco. No caso da Figura 5, o gradiente estará no mesmo sentido do eixo Y. Porém, o sentido do gradiente não é de importância na análise, uma vez que apenas o fato de ele ter valor elevado já indica a possibilidade de fronteira naquele ponto. No algoritmo utilizado, considera-se apenas a direção vertical, pois utilizamos apenas planos verticais.

A varredura é feita em toda a imagem, com o cuidado devido nos limites da própria. O módulo de cada vetor gradiente é armazenado na imagem *edge*, na posição do ponto considerado para seu cálculo. Assim, de acordo com nosso sistema de cor, pixels de fronteira estarão indicados em cores claras, enquanto regiões internas estarão indicadas por cores próximas à preta.

Segue um exemplo aplicado da detecção de borda no nosso caso, Figura 6. A imagem *Slice*, à esquerda, apresenta uma imagem resultante da intersecção do VET da série de imagens com um plano vertical qualquer. A imagem à direita, *Edge*, apresenta o resultado da aplicação do operador de detecção de borda na imagem *Slice*.

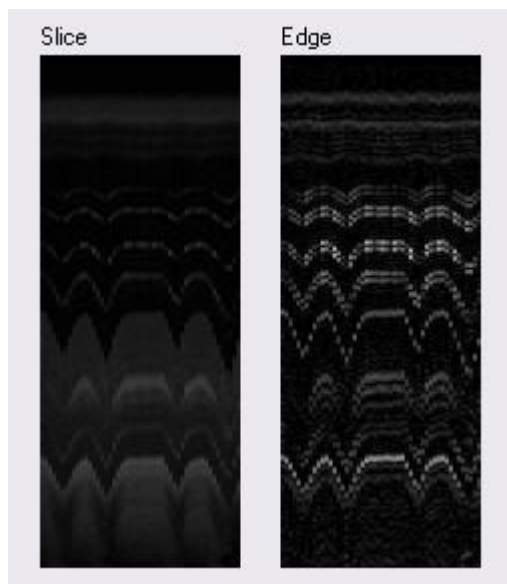


Figura 6. Aplicação do algoritmo de detecção de bordas em image de intersecção do VET com plano vertical. Imagens *Slice* e *Edge*, do detector de bordas.

2.4 Algoritmo de Bresenham

Em nosso algoritmo, utilizaremos o método de Bresenham para interpolação linear entre dois pontos dados. Será utilizado para definirmos a função respiração base de forma automática e também para o cálculo da Transformada de Hough.

A dificuldade em se traçar retas no mundo discreto está na definição do pixel que deverá ser aceso, como ilustrado na figura abaixo, Figura 7.

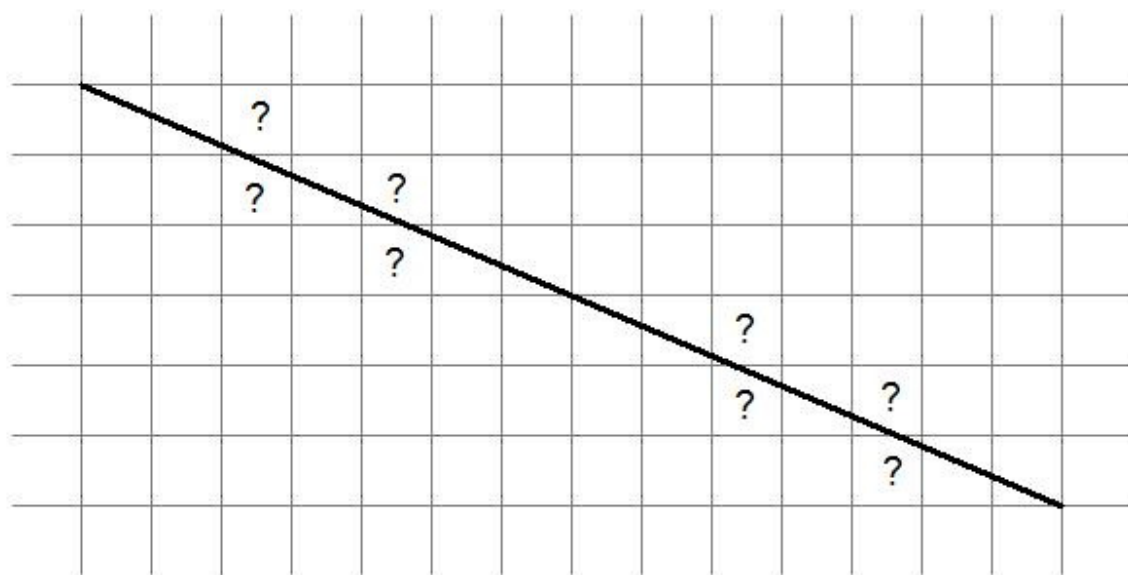


Figura 7. Pixels em dúvida para traçar a reta.

O método de Bresenham consiste em incrementar de uma unidade a variável de uma das direções, enquanto o incremento da outra variável é determinado examinando-se a distância entre a posição da reta real e a posição associada ao meio do pixel mais próximo. Essa distância é denominada por erro e a eficiência deste algoritmo reside na sua correta manipulação. É necessário verificar a direção dominante, ou seja, aquela que será incrementada unitariamente. A direção dominante deverá ser sempre aquela cuja distância a ser percorrida do ponto inicial ao final é maior. No caso da Figura 7, a direção dominante é x e, portanto, x será incrementado de uma unidade e y terá seu incremento calculado para cada novo valor de x .

Da equação da reta, a reta que liga os pontos (x_0, y_0) e (x_1, y_1) tem a seguinte equação:

$$y - y_0 = \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0} (x - x_0) \quad (1)$$

Se x é a direção dominante, y pode ser calculado utilizando-se a Equação 1 e então deve-se analisar o valor calculado para se decidir a coordenada do pixel para y .

A Figura 8 ilustra um exemplo de traçamento de linha que liga os pontos (0,0) a ponto (4,4), com uma inclinação de $4/11$ (ou $8/22$) da linha real. Também neste caso, x é a direção dominante. Os pontos-médios de cada pixel também estão representados. Supondo que a linha se inicia em (0,0), quando avançamos para $x = 1$ avançaremos de uma posição $y = 4/11$, que é menor do que 0,5 (ponto-médio do pixel) e, portanto, a coordenada y não será incrementada. Agora, sendo $x = 2$, atingiremos $y = 8/11$, que é maior do que 0,5 e, portanto, há um incremento da coordenada y no ponto seguinte.

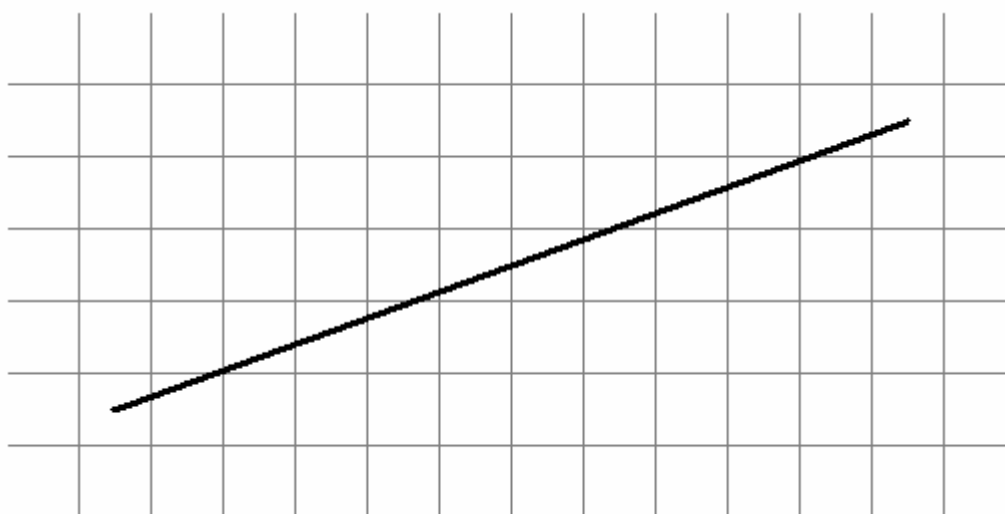


Figura 8. Reta com inclinação de $4/11$. Ponto médio do pixel mais próximo representado pelo grid.

Utilizamos uma variável *erro*, que representa a diferença entre o valor real da variável y , neste caso, e a coordenada y do pixel efetivamente aceso. Caso inicializemos o erro com -0,5, bastará verificarmos o sinal para determinar se é necessário efetuar o incremento da coordenada y . Note que para isto, após incrementar a coordenada y , é preciso reinicializar o erro, subtraindo-se uma unidade do seu valor. No nosso exemplo, podemos montar a tabela de valores, Tabela 4.

Tabela 4. Coordenadas e erros calculados, para o exemplo, utilizando o método de Bresenham.

Coordenada x	Coordenada y	Erro
0	0	$-\frac{10}{22}$
1	0	$-\frac{2}{22}$
2	$0 \rightarrow 1$	$\frac{6}{22} \rightarrow -\frac{16}{22}$
3	1	$-\frac{8}{22}$
4	1	$\frac{0}{22}$
5	$1 \rightarrow 2$	$\frac{8}{22} \rightarrow -\frac{14}{22}$
6	2	$-\frac{6}{22}$
7	$2 \rightarrow 3$	$\frac{2}{22} \rightarrow -\frac{20}{22}$
8	3	$-\frac{12}{22}$
9	3	$-\frac{4}{22}$
10	$3 \rightarrow 4$	$\frac{4}{22} \rightarrow -\frac{18}{22}$
11	4	$-\frac{10}{22}$

Pode-se observar que, quando o erro se torna positivo, o valor da coordenada y é incrementado e o erro é decrementado, ambos em uma unidade. E a Figura 9, a seguir, mostra o resultado da aplicação do método de Bresenham para o exemplo, com os pixels selecionados já destacados.

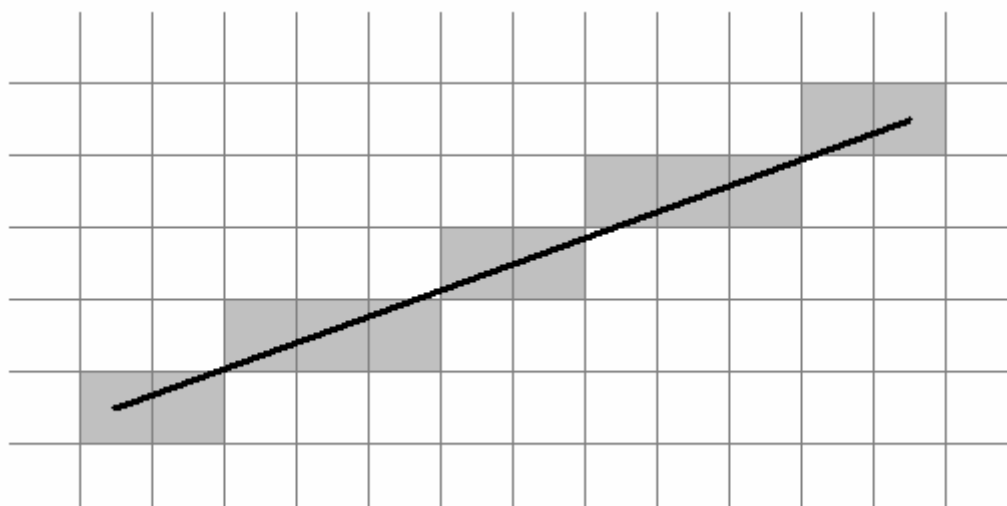


Figura 9. Resultado do método de Bresenham para a reta que liga os pontos (0,0) e (4,4).

2.5 Transformada de Hough

A Transformada de Hough permite determinar a presença de retas em uma imagem, mesmo com a presença de ruídos. A transformada de Hough pode ser definida como um mapeamento reta-ponto entre dois espaços, o espaço das imagens e o espaço de Hough, e é baseada no Princípio da Dualidade. A equação geral da reta é:

$$y = a \cdot x + b \quad (2)$$

Em que a representa uma escala e b representa um *bias*. Fixados a e b , variando-se y e x , obtém-se uma única reta. No espaço de Hough, esta reta é representada pelo ponto $(a ; b)$, e a equação das retas que passam por este ponto é:

$$b = -x \cdot a + y \quad (3)$$

Ou seja, neste espaço, x e y se tornam a escala e o *bias*. Observe que, definidos a e b , no espaço de imagens temos infinitos pares $(x ; y)$ que satisfazem a equação. Estes infinitos valores de x e y , no espaço de Hough, representam infinitas retas, com escala x e *bias* y , que passam pelo ponto $(a ; b)$, ou seja, infinitas retas

que se intersectam neste ponto. O raciocínio inverso também é válido, isto é, se no espaço de imagem forem fixados os valores de x e y , existem infinitos pares de valores $(a; b)$ que satisfazem a equação (1). E todos esses infinitos pares de valores seriam mapeados para uma única reta no espaço de Hough. Esta é a dualidade da Transformada de Hough: um ponto em um espaço representa uma reta no outro espaço. E o par (x, y) é o dual do par (a, b) .

Além disto, dados $P_1 = (x_1, y_1)$ e $P_2 = (x_2, y_2)$, dois pontos no espaço de imagens. Eles são mapeados no espaço de Hough para as seguintes retas:

$$\begin{aligned} l_1 &= x_1 \cdot a - y_1 + b = 0 \\ l_2 &= x_2 \cdot a - y_2 + b = 0 \end{aligned} \quad (4)$$

E a intersecção das retas l_1 e l_2 será o ponto (a_0, b_0) , no espaço de Hough. Este ponto, por sua vez, é mapeado para a reta l_0 , no espaço de imagens, e esta reta contém os pontos P_1 e P_2 .

Tomemos, agora, a seguinte reta, no espaço de imagens:

$$r \equiv y = c \cdot x + d \quad (5)$$

Vamos compará-la com os pontos P_1 e P_2 . E vamos supor que P_1 está acima e P_2 está abaixo da reta r . Então, temos:

$$\begin{aligned} y &= c \cdot x_1 + d < y_1 \\ y &= c \cdot x_2 + d > y_2 \end{aligned} \quad (6)$$

O dual da reta r no espaço de Hough é (c, d) , e os duais dos pontos P_1 e P_2 são as seguintes retas:

$$\begin{aligned} b &= -x_1 \cdot a + y_1 \\ b &= -x_2 \cdot a + y_2 \end{aligned} \quad (7)$$

Comparando, agora, os duais de P_1 , P_2 e a reta r , temos:

$$\begin{aligned} b = -x_1 \cdot c + y_1 < -x_1 \cdot c + x_1 \cdot c + d = d &\Rightarrow b < d \\ b = -x_2 \cdot c + y_2 > -x_2 \cdot c + x_2 \cdot c + d = d &\Rightarrow b > d \end{aligned} \quad (8)$$

Ou seja, se um ponto no espaço de imagens está acima de uma reta, seu dual deverá estar abaixo do dual da reta no espaço de Hough. Se, por outro lado, um ponto está abaixo de uma reta no espaço de imagens, seu dual deverá estar acima do dual da reta, no espaço de Hough. Esta propriedade nos será importante para definir a zona de não colisão de uma função respiração.

Para o processamento de imagens, a transformada de Hough é importante pois permite a busca de padrões mesmo em imagens com ruídos. O padrão deve ser conhecido a priori. No nosso caso, queremos encontrar funções de respiração escaladas e transladadas à partir de uma imagem resultante do método de detecção de borda. Queremos encontrar a escala e o *bias* da função respiração base para cada ponto da série de imagens.

Quando se aplica a transformada de Hough a um ponto da imagem *Edge* (proveniente do método de detecção de borda), obtém-se uma reta no espaço de Hough que possui a mesma intensidade de cor do ponto original. Porém, a transformada de Hough aplicada a todos os pontos funciona como um mecanismo de votação. Com a adição de novas retas no espaço de Hough, as intersecções apresentam soma de intensidades. Assim, os pontos mais claros (ou seja, de maior intensidade de cor, em escala cinza) serão aqueles por onde passam o maior número de retas claras e, portanto, com maior probabilidade de existir uma função respiração, com essa escala e *bias*, na imagem original.

O mapeamento de uma função não linear como a função de respiração utilizando a transformada de Hough pode não ser trivial, uma vez que a transformada de Hough é utilizada para mapeamentos de ponto-reta. Porém, podemos realizar uma transformação intermediária que relacione $f(t)$ e x , linearizando a função respiração, como mostrado na Figura 10. Basta fazer $x = f(t)$. Na Figura 10.(b), podemos ver uma imagem gerada pelo programa com a função respiração linearizada. Pode-se observar que a função respiração não está presente

em todos os valores de x , com colunas de pixel pretas (intensidade de cor zero, na escala de cinza).

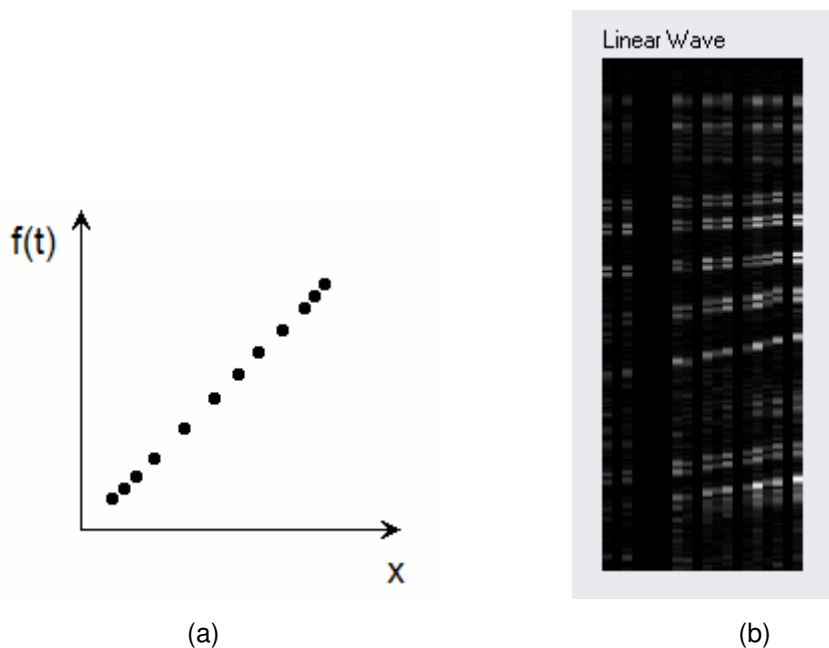


Figura 10. Mapeamento da função respiração com a variável x . (a) representação teórica;

Desta forma, a nova variável x é uma representação da função respiração linearizada. Além disso, a variável x possui valores de máximo e mínimo bem definidos, e todos os demais valores estão ordenados entre os dois valores extremos. Mais do que isso, x_{\min} e x_{\max} definem um par de retas concorrentes no espaço de Hough. A intersecção de ambas as retas ocorre no ponto cuja dual é a própria reta de x . Além disso, todas as outras retas no espaço de Hough, definidas pelos demais valores de x , devem estar dentro da área definida pelas duas retas de máximo e mínimo.

2.6 Aritmética Intervalar

Uma imagem digital, de computador, independente do formato, é formada por pixels e tem uma limitação de resolução. Isto é, não se consegue maior precisão do que a representada pelos pixels. Quando se captura uma imagem real e a transforma em imagem digital, a imagem gerada terá seu número de pixels e, portanto, resolução máxima, definidos. Porém, o pixel acaba representando um intervalo da imagem real. O valor que ele apresenta não necessariamente é o valor de todo o intervalo que ele representa. Desta forma, por não representar

corretamente a realidade, o pixel deve ser tratado como um intervalo, e a sua intensidade de cor é de um ponto dentro deste intervalo.

Além disso, trabalhar com intervalos tem outra vantagem sobre operações em ponto flutuante. Arredondamentos errados e não esperados podem afetar o resultado final. Utilizando intervalos, podemos controlar todas as operações feitas. Assim, a proposta feita aqui é a utilização da aritmética intervalar para que a análise englobe, em todas as suas operações, ou ao menos nas relevantes, tais erros. A seguir, serão apresentadas definições e operações básicas e principais da aritmética intervalar.

Um intervalo $[a,b]$ é o conjunto de número reais definidos como [1] e [6]:

$$[a,b] = \{x \mid a \leq x \leq b\} \quad (9)$$

E as operações em aritmética intervalar básicas são definidas como:

$$\begin{aligned} [a,b] + [c,d] &= [a+c, b+d] \\ [a,b] - [c,d] &= [a-d, b-c] \\ [a,b] \cdot [c,d] &= [\min(a \cdot c, a \cdot d, b \cdot c, b \cdot d), \max(a \cdot c, a \cdot d, b \cdot c, b \cdot d)] \\ [a,b] / [c,d] &= [\min(a/c, a/d, b/c, b/d), \max(a/c, a/d, b/c, b/d)] \end{aligned} \quad (10)$$

, para $0 \notin [c;d]$

Porém, caso as operações internas sejam realizadas em ponto flutuante, não há garantia de que o arredondamento aplicado aos limites seja feito de forma que conserve o intervalo inteiro, e correto, dentro desses limites. Assim, o método de Aritmética de Intervalo Arredondado (Rounded-Interval Arithmetic) garante que o resultado final computado sempre contenha o intervalo exato, da seguinte forma:

$$\begin{aligned} [a,b] + [c,d] &= [a+c-\varepsilon_l, b+d+\varepsilon_u] \\ [a,b] - [c,d] &= [a-d-\varepsilon_l, b-c+\varepsilon_u] \\ [a,b] \cdot [c,d] &= [\min(a \cdot c, a \cdot d, b \cdot c, b \cdot d) - \varepsilon_l, \\ &\quad \max(a \cdot c, a \cdot d, b \cdot c, b \cdot d) + \varepsilon_u] \end{aligned} \quad (11)$$

$$[a, b] / [c, d] = [\min(a/c, a/d, b/c, b/d) - \varepsilon_l, \max(a/c, a/d, b/c, b/d) + \varepsilon_u], \text{ para } 0 \notin [c; d]$$

onde ε_l e ε_u são as unidades na última posição (units-in-last-place), denotadas por ulp_l e ulp_u para cada número em ponto flutuante resultante de operações em ponto flutuante, dando os limites superior e inferior. Ao realizar operações comuns usando Aritmética de Intervalo Arredondado, o limite inferior é estendido, caso necessário, ao número em ponto flutuante imediatamente menor, o qual é menor por ulp_l . De forma similar, o limite superior é estendido por ulp_u para incluir o número imediatamente maior. Assim, o intervalo resultante é ampliado em $ulp_l + ulp_u$, e o resultado será confiável para as próximas operações.

Definimos agora a intersecção e a união de dois intervalos. A intersecção entre os intervalos $[a; b]$ e $[c; d]$ é vazia caso $a > d$ ou $b < c$. Caso contrário, é definida como:

$$[a; b] \cap [c; d] = [\max(a, c); \min(b, d)] \quad (12)$$

A união entre dois intervalos com intersecção vazia é definida como:

$$[a; b] \cup [c; d] = [\min(a, c); \max(b, d)] \quad (13)$$

E a comparação entre dois intervalos pode resultar em três possibilidades: certamente iguais, possivelmente iguais e certamente não iguais. Dois intervalos $[a; b]$ e $[c; d]$ são considerados certamente iguais se $a = c$ e $b = d$. Dois intervalos $[a; b]$ e $[c; d]$ são considerados certamente não iguais se a intersecção entre eles for vazia. E, por fim, dois intervalos $[a; b]$ e $[c; d]$ são considerados possivelmente iguais se a intersecção entre eles for não nula.

2.6.1 Outras Definições e Propriedades da Aritmética Intervalar

Definimos o conjunto **IRR** como sendo o conjunto de todos os intervalos reais, isto é [4]:

$$\mathbf{IIR} = \{[x_1; x_2] \mid x_1, x_2 \in \mathbf{IR}, x_1 \leq x_2\} \quad (14)$$

Seja $A \in \mathbf{IIR}$ um intervalo. Se A é um intervalo $[a; b]$ tal que $a = b$, então A é considerado um intervalo degenerado. Além disso, A é um intervalo simétrico se $-A = A$, ou seja, $A = [-a; a]$.

Assim, temos as seguintes propriedades da soma:

- **Fechamento** Se $A \in \mathbf{IIR}$ e $B \in \mathbf{IIR}$, então $A + B \in \mathbf{IIR}$;
- **Associatividade** $A + (B + C) = (A + B) + C$;
- **Comutatividade** $A + B = B + A$;
- **Elemento Neutro** $\exists 0 = [0; 0] \in \mathbf{IIR}$ tal que $A + 0 = 0 + A = A$.

Define-se, para $A = [a_1; a_2]$, $-A = [-a_2; -a_1]$ como sendo o pseudo inverso aditivo intervalar. Assim, observa-se que:

- O conjunto \mathbf{IIR} não possui um inverso aditivo, ou seja, nem sempre é possível encontrar um intervalo A tal que $A + (-A) = 0$.
- Seja A um intervalo. Então $0 \in A - A$.

Temos, agora, as seguintes propriedades para a multiplicação:

- **Fechamento** Se $A \in \mathbf{IIR}$ e $B \in \mathbf{IIR}$, então $A.B \in \mathbf{IIR}$;
- **Associatividade** $A.(B.C) = (A.B).C$;
- **Comutatividade** $A.B = B.A$;
- **Elemento Neutro** $\exists 1 = [1; 1] \in \mathbf{IIR}$ tal que $A.1 = 1.A = A$;
- **Subdistributividade** $A.(B + C) \subseteq (A.B) + (A.C)$.

Define-se o pseudo inverso multiplicativo intervalar, para um intervalo $A = [a_1; a_2]$, $0 \notin A$, como sendo:

$$\mathbf{IIR} \ A^{-1} = 1/A = \left[\frac{1}{a_2}; \frac{1}{a_1} \right] \quad (15)$$

Assim, observa-se que:

- O conjunto \mathbf{IIR} também não possui um inverso multiplicativo, ou seja, nem sempre é possível encontrar um intervalo A tal que $A.(A^{-1}) = 1$.
- Seja um intervalo A tal que $0 \notin A$. Então $1 \in A/A$.
- Se $A, B \in \mathbf{IIR}$ e $A.B = 0$, então $A = 0$ ou $B = 0$.

3 ANÁLISE DOS ALGORITMOS

Nesta seção, os algoritmos implementados serão abordados e resultados obtidos, apresentados. Inicialmente, o programa era próximo ao estudo e detalhado no relatório anterior. Porém, conforme resultados foram sendo obtidos, optou-se por novas propostas, como a utilização do método de Bresenham e da Aritmética Intervalar. A Figura 11 apresenta a interface do programa desenvolvido.

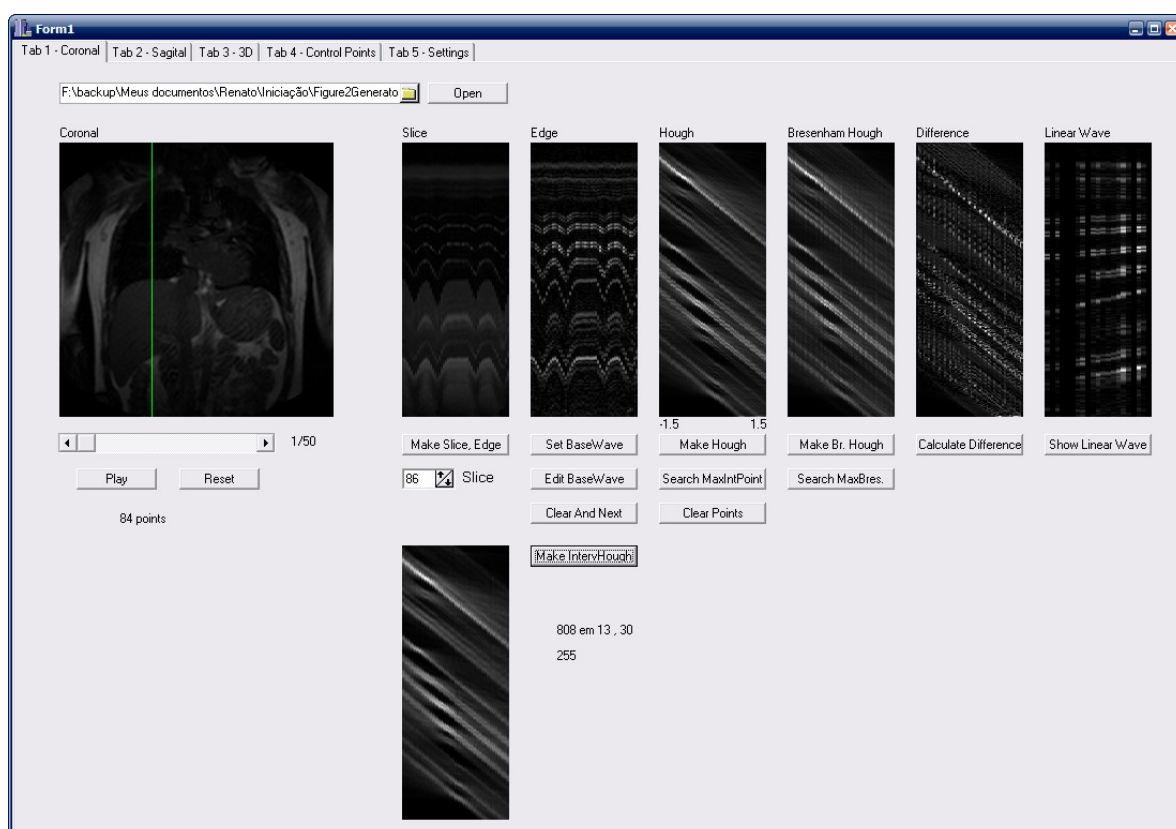


Figura 11. Interface do programa desenvolvido.

O programa possui cinco abas. A Figura 11 mostra a aba principal, onde é feita a análise da função respiração no plano vertical. O objetivo é obter a escala e o *bias* da função respiração para cada ponto. Pode-se observar as imagens da série tanto automática quanto manualmente, no campo da imagem *Coronal*. O traço vertical de cor verde representa a posição de corte do plano vertical. A posição pode ser alterada. Definido a posição do plano, pode-se fazer a intersecção com o VET da série de imagens, e visualizar as imagens *Slice* (intersecção) e *Edge* (após o algoritmo de detecção de borda). As duas imagens seguintes apresentam o resultado da transformada de Hough. A primeira (*Hough*), utilizando o método

estudado, a segunda (*Bresenham Hough*), o método de Bresenham. Em seguida, há uma imagem que apresenta a diferença entre os dois métodos (*Difference*). Observa-se que esta imagem está normalizada e, portanto, não apresenta a diferença real, servindo apenas para uma análise qualitativa. A última imagem da linha superior (*Linear Wave*) apresenta a função respiração linearizada. A única imagem da linha de baixo (*Interval Hough*) apresenta o resultado da transformada Hough utilizando a aritmética intervalar.

Na aba de configurações (*settings*), é possível alterar alguns valores para o método de Bresenham e para a transformada de Hough. E na aba de pontos de controle (*control points*), é realizada a análise para um ponto específico, com o objetivo de determinar o plano de movimento do ponto.

Uma outra ferramenta utilizada em nosso programa, mas que não será discutida em outra seção, é o método de conversão de imagens em RGB para escala de cinza. Como não é possível garantir que as imagens de entrada já estão em escala de cinza, não podemos realizar operações com suas intensidades livremente, uma vez que isto poderia gerar erros. Uma cor poderia parecer estar em escala de cinza, quando na verdade não estava.

Uma cor está em escala de cinza quando suas três componentes RGB são iguais. Por exemplo, #ABABAB é uma cor em escala de cinza, mesmo no padrão RGB. #000000 é a cor totalmente preta e #FFFFFF é a cor totalmente branca. O olho humano tem maior percepção para a cor verde e menor percepção para a cor azul. Todos concordam, também, nos fatores para multiplicar os três componentes para obter a imagem em escala de cinza mais próxima ao que o olho humano percebe. A conversão sugerida é apresentada na Equação 16, a seguir.

$$I = 0,299 \cdot R + 0,587 \cdot G + 0,114 \cdot B \quad (16)$$

E a cor em escala de cinza é montada replicando esta intensidade calculada em todos os três componentes do padrão RGB. Observa-se que a soma dos três fatores é um, ou seja, caso a cor já esteja em escala de cinza, o resultado será ela mesma, e a intensidade de uma cor nunca é alterada.

3.1 Determinação da Função de Respiração

Como mencionado, nosso método precisa de uma função respiração base para a transformada de Hough. Assim, é necessário que possamos determiná-la. Primeiramente, escolhe-se a série de imagem que se deseja utilizar. A série deve estar contida em uma pasta, e não pode haver outra série nesta pasta. Ao clicar no botão Open, a série será carregada pelo programa, e a primeira imagem da série, apresentada. Como dito anteriormente, pode-se navegar pelas imagens.

Para calcular a função de respiração base, utiliza-se o botão *Set Base Wave*, e então seleciona-se dois pontos da imagem, clicando neles. As Figuras 12 e 13 mostram dois pontos sendo escolhidos. É necessário dois pontos para a determinação da função respiração base pois estes dois pontos determinam uma reta. E esta reta, ao ser replicada por toda a série de imagens, gera um plano que intersecciona o VET, gerando uma imagem semelhante à imagem *Slice*. Porém, em um plano qualquer, definido pelo usuário. Ainda, a reta definida pelos dois pontos é gerada utilizando o método de Bresenham.

Após gerar a imagem e criar o plano da intersecção, a função respiração base é encontrada da seguinte forma. Na imagem gerada da intersecção, aplicamos o operador de detecção de borda. Assim, podemos isolar fronteira de região interna. Como não está sendo aplicado na imagem inteira, apenas em uma pequena parte definida pelo usuário, na imagem haverá poucas fronteiras. No nosso caso, como exemplificado nas Figuras 12 a 14, somente uma. Com uma varredura na primeira coluna, encontra-se o ponto onde há maior intensidade de cor. Em seguida, passa-se à próxima coluna e, novamente, procura-se o ponto de maior intensidade de cor. Desta vez, porém, há um peso dado à intensidade encontrada. Quanto mais distante este ponto for do ponto da coluna anterior, menor o peso dado à sua intensidade. Assim, se o ponto possuir a mesma coordenada y, seu peso é 1, caso contrário, seu peso irá diminuir. Pontos distantes de mais de 50 pixels têm peso 0. Repete-se este procedimento até percorrer todas as colunas. Observa-se que o número de colunas é o número de imagens na série. Os pontos encontrados têm suas coordenadas armazenadas.

Após determinar todos os pontos, o programa apresenta o resultado encontrado ao usuário, e este poderá alterar quaisquer pontos que ele julgar incorretos. Para isto, o usuário clica no ponto apresentado e o arrasta para a posição

que julgar correta. Observa-se que a movimentação deste ponto só será possível na direção vertical, ou seja, naquela dada coluna, que representa uma imagem da série de imagens que forma o VET. A imagem apresentado não é a gerada pelo detector de bordas, para melhor visualização. Ao fechar a janela de edição da função respiração base, a mesma será novamente salva, e pode-se partir para as próximas etapas da análise.

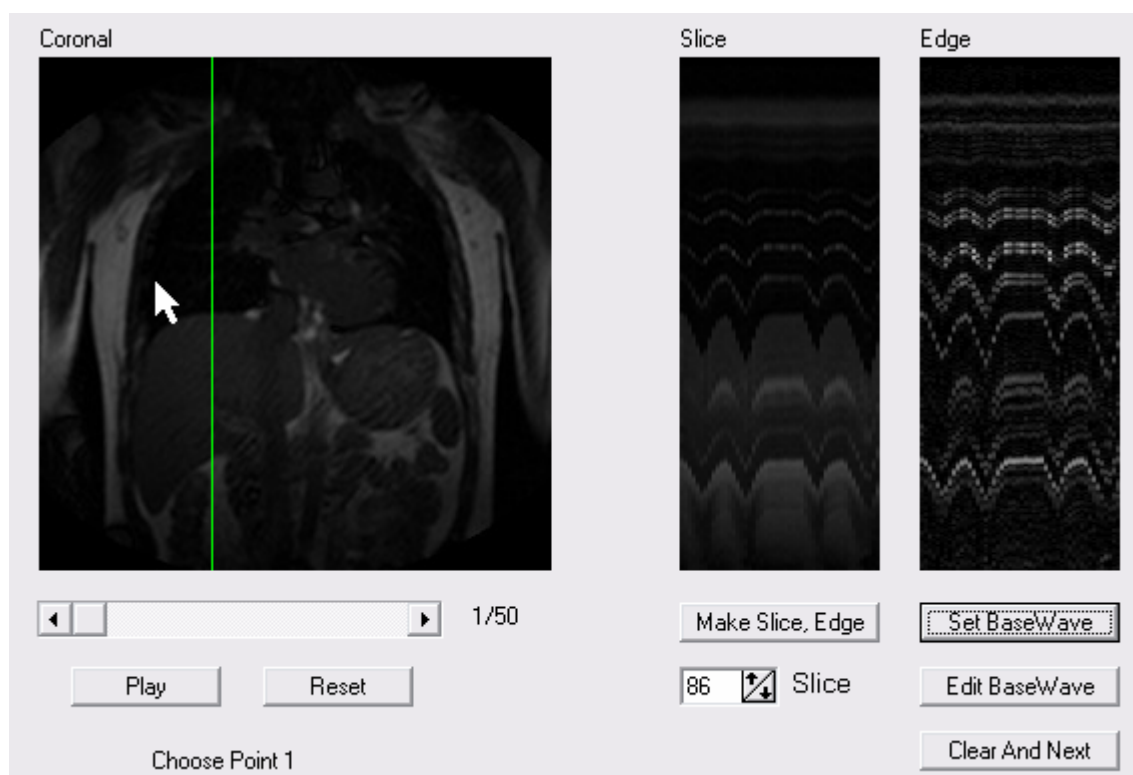


Figura 12. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).

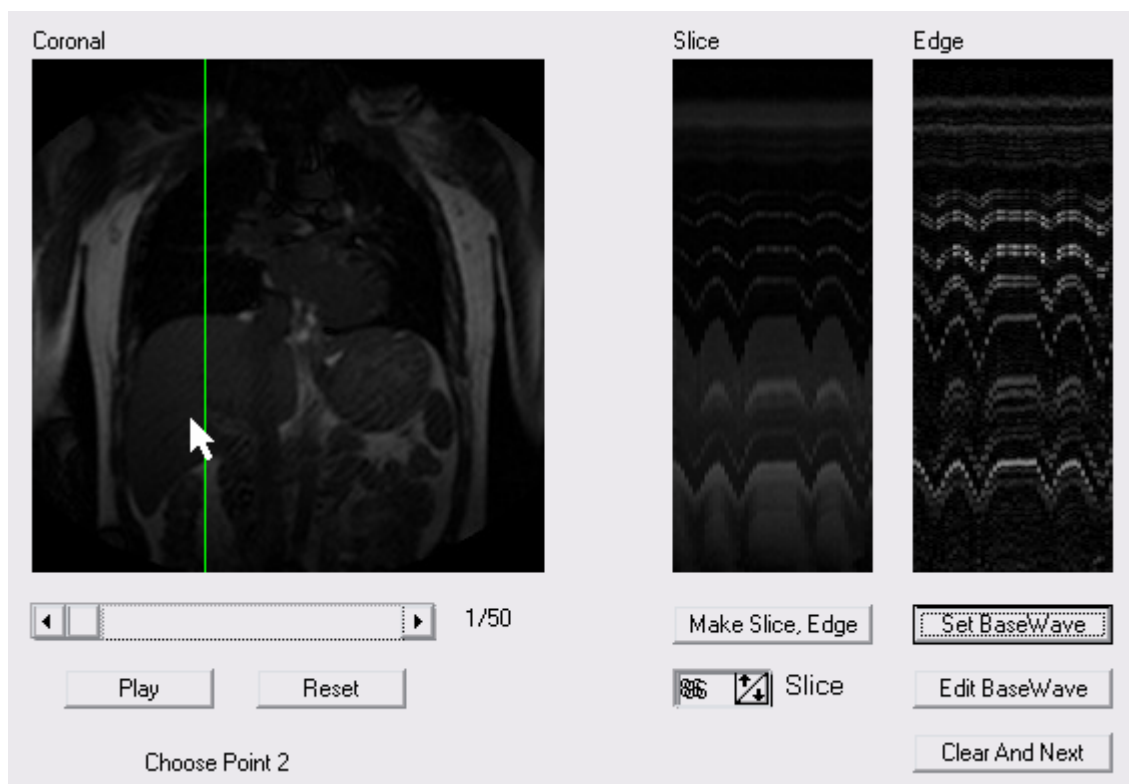


Figura 13. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).

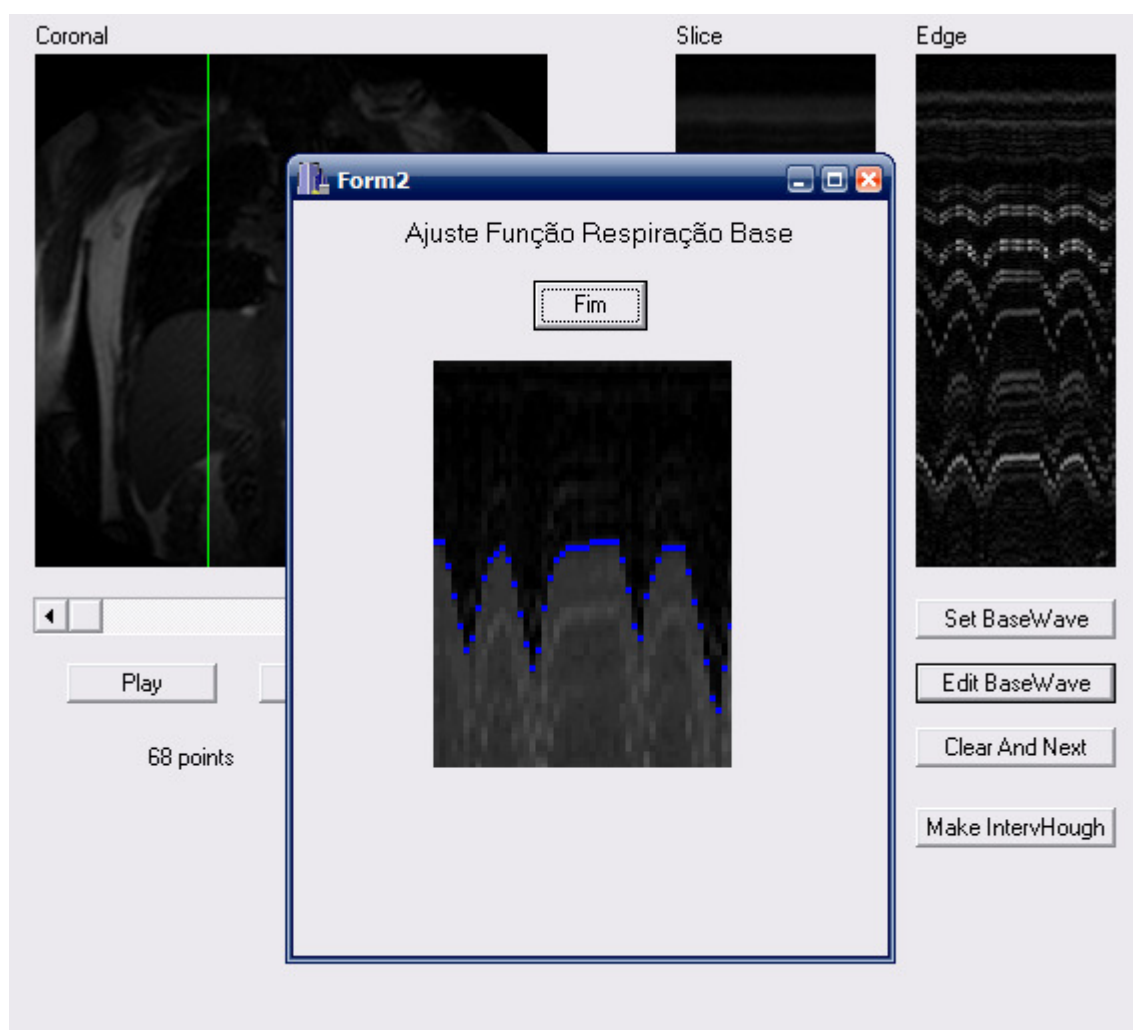


Figura 14. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).

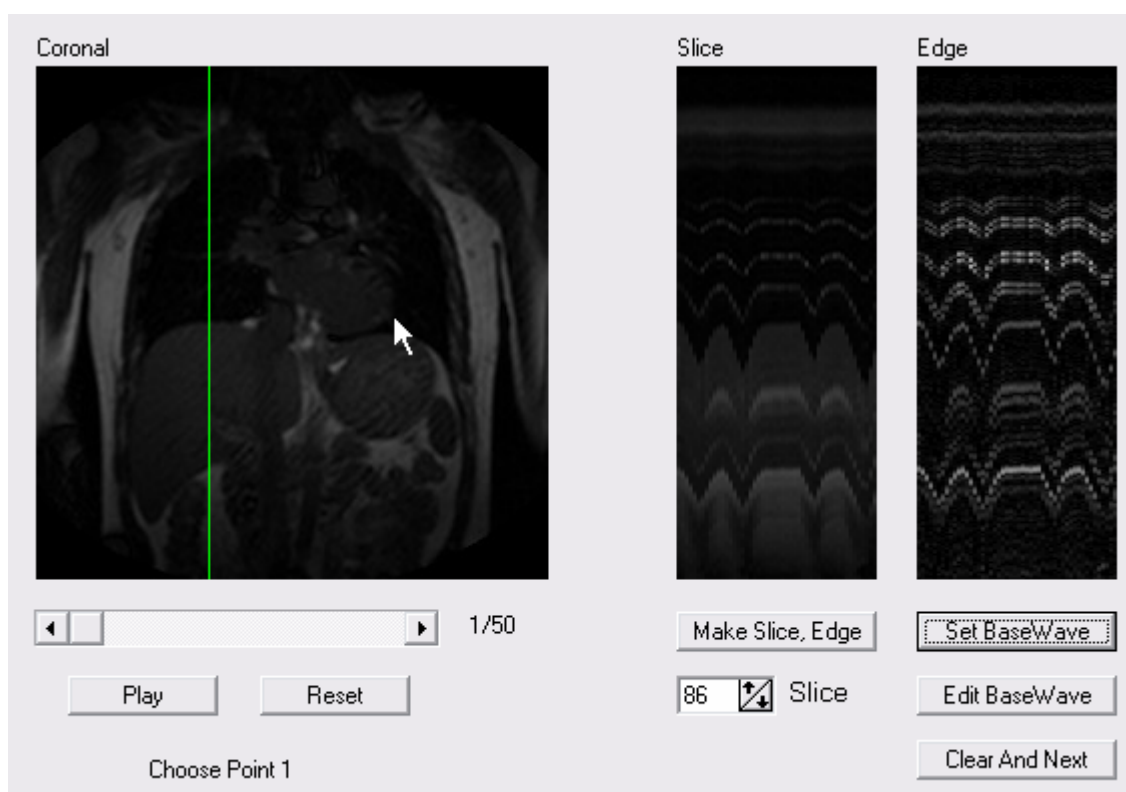


Figura 15. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).

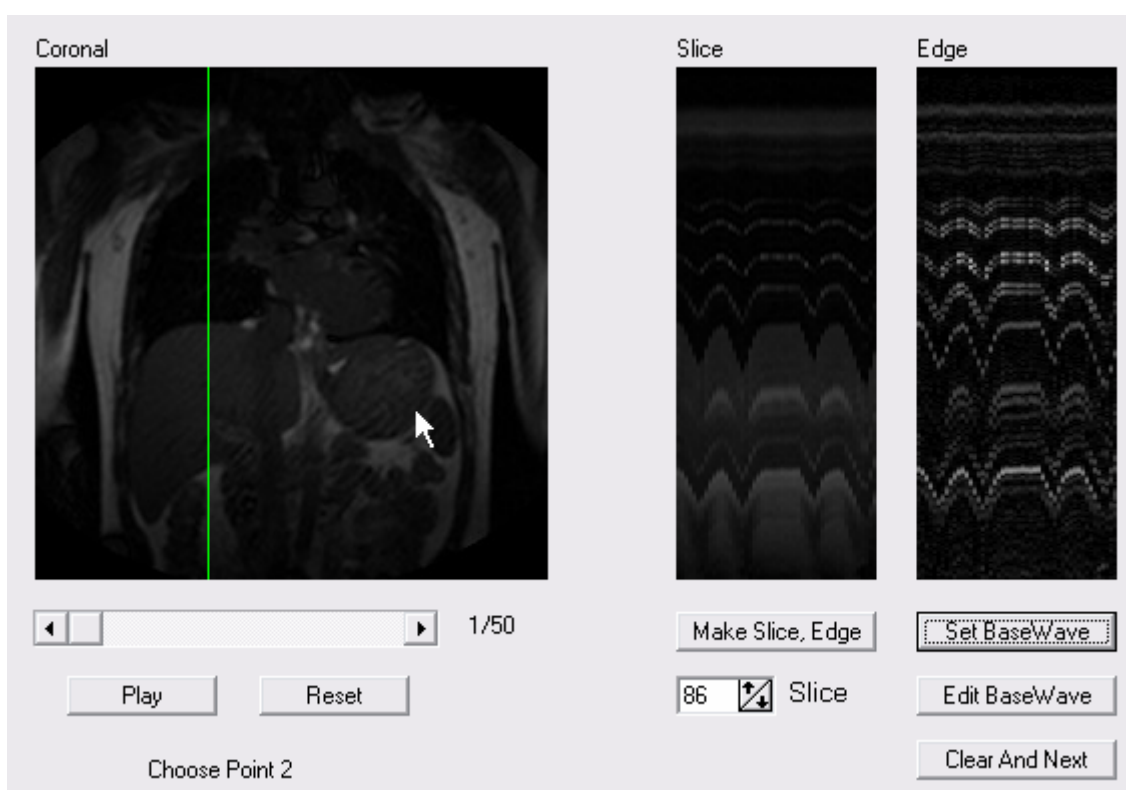


Figura 16. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).

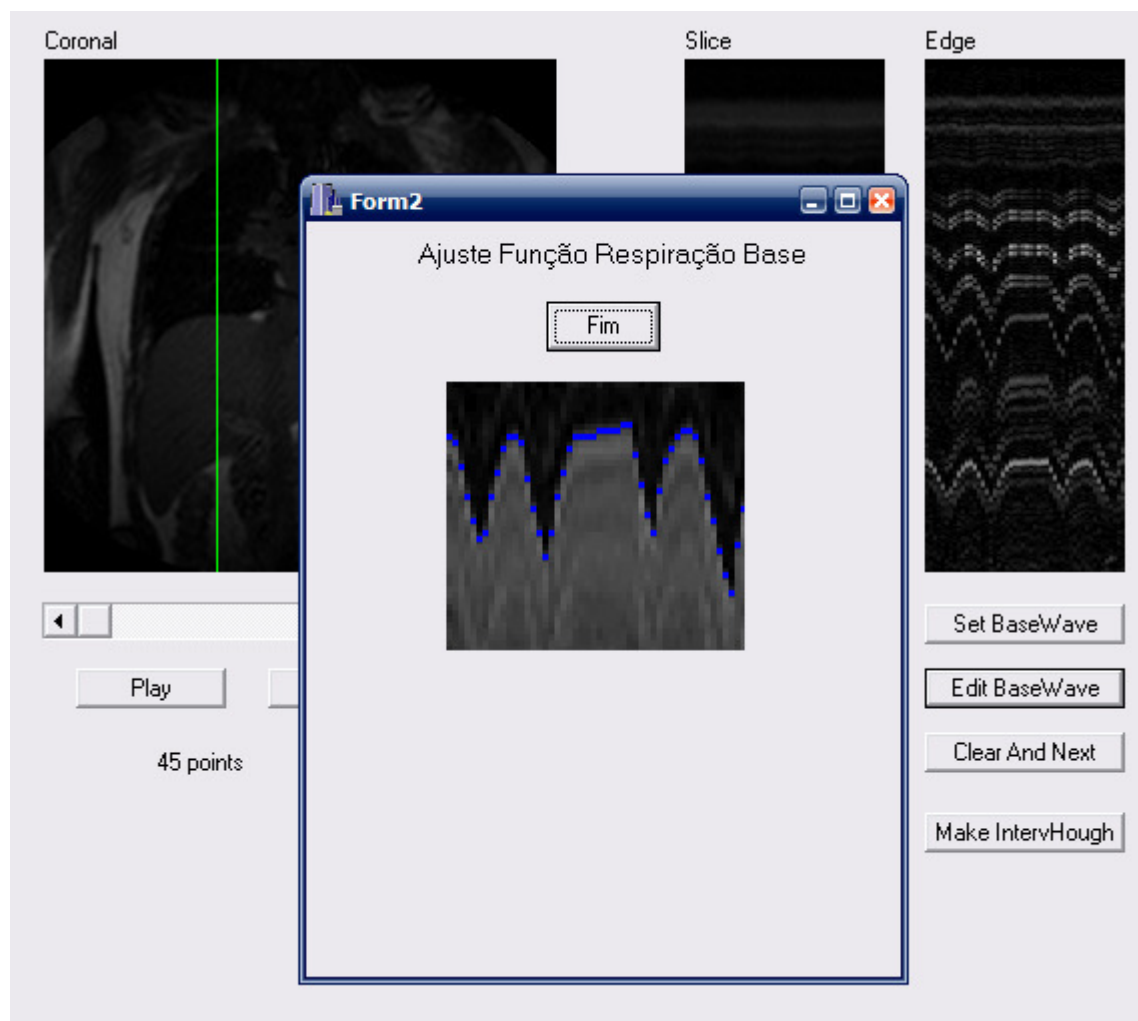


Figura 17. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).

As Figuras 15 a 17 mostram a determinação da função de respiração base utilizando outros pontos.

O algoritmo funciona bem quando os dois pontos escolhidos pelo usuário definem uma imagem com apenas uma fronteira. Em regiões em que há o movimento de mais de um órgão presente, o algoritmo pode encontrar pontos incorretos para função respiração, alternando entre fronteiras diferentes, como no caso apresentado nas Figuras 18 a 21.

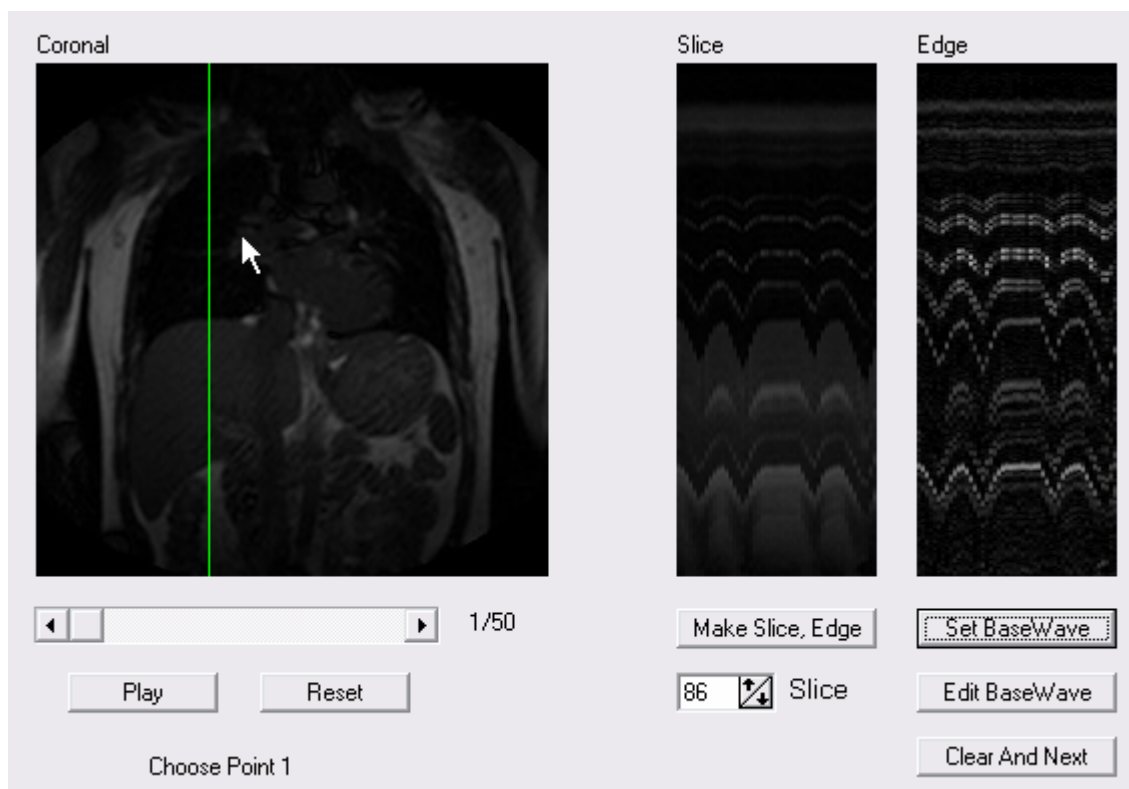


Figura 18. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 1).

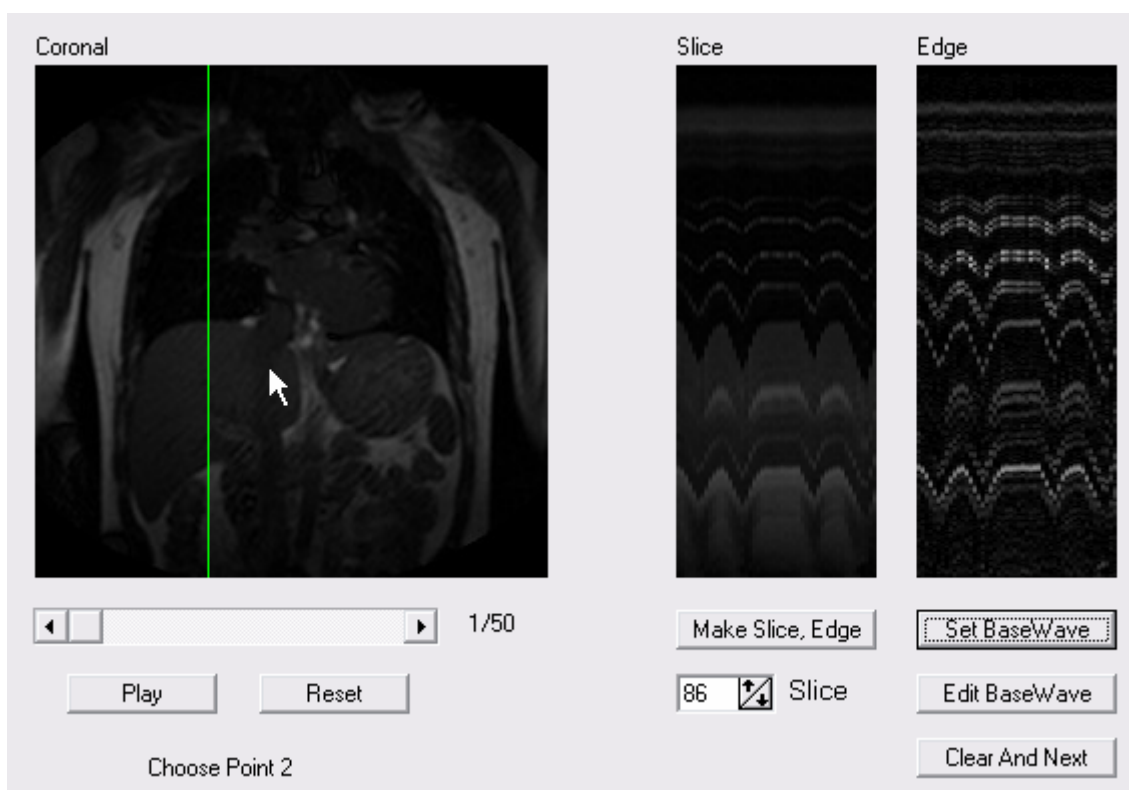


Figura 19. Determinação da Função Respiração Base (Ponto 2).

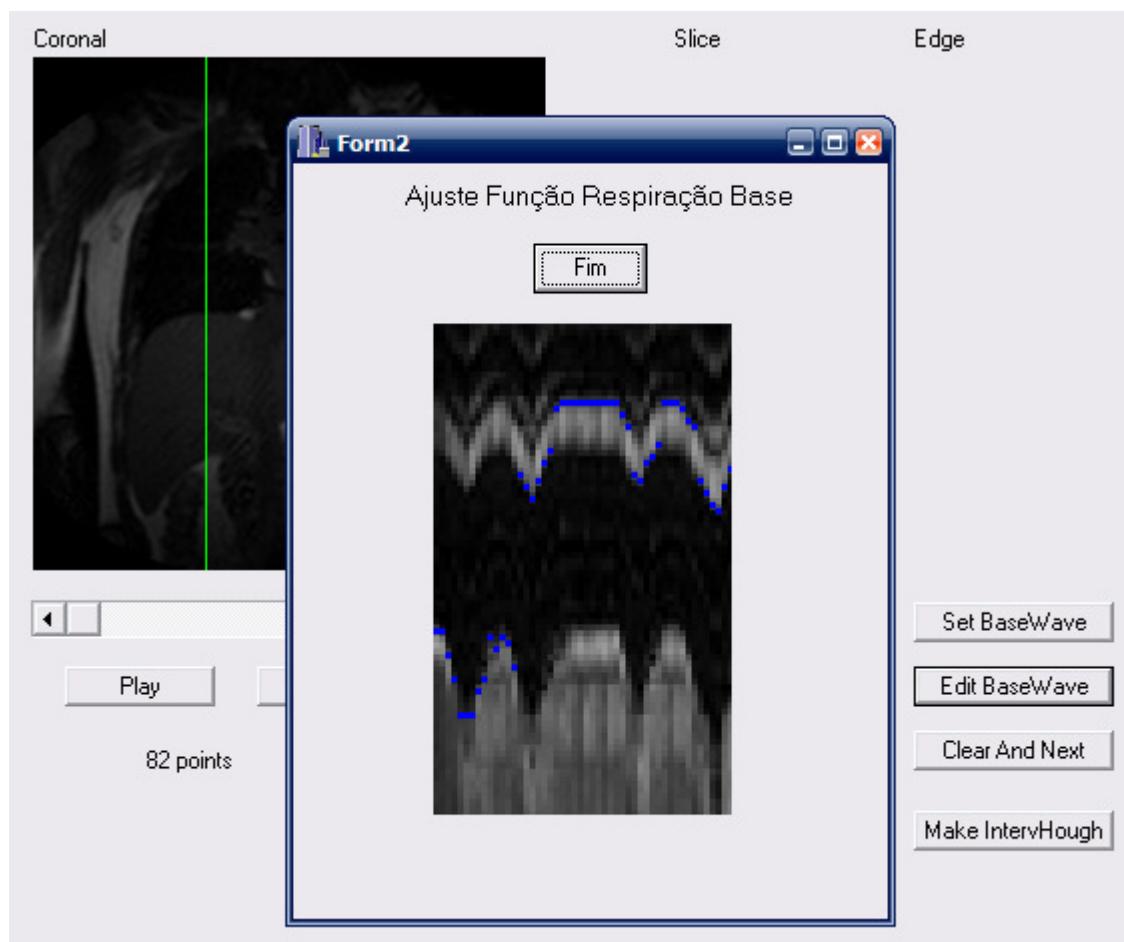


Figura 20. Determinação da Função Respiração Base (Verificação).

Como pode ser visto na Figura 20, o algoritmo encontra pontos tanto da fronteira do pulmão, quanto da do coração. Neste caso, o usuário poderia ajustar a função respiração manualmente para a fronteira que considerasse mais adequada, ou ainda refazer a imagem com dois novos pontos.

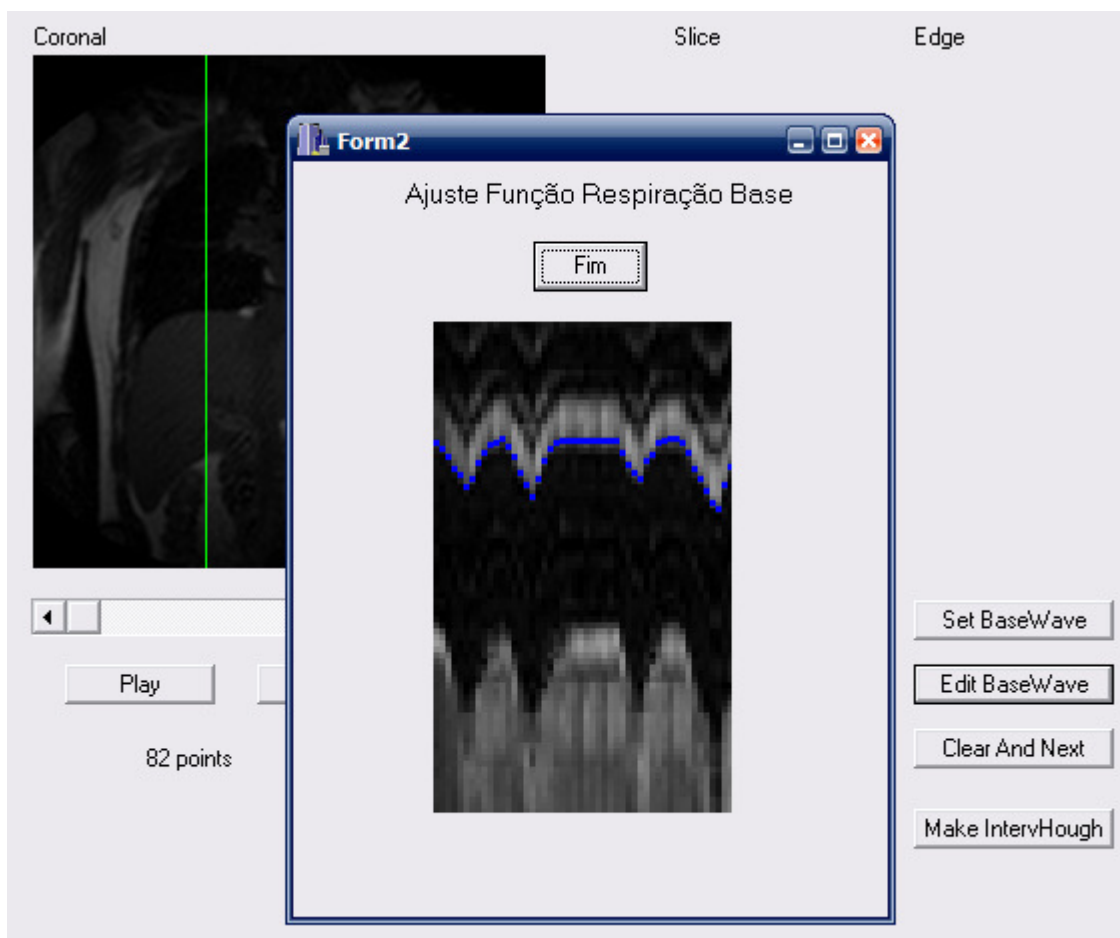


Figura 21. Determinação da Função Respiração Base (Ajuste).

3.2 Transformada de Hough

Antes de aplicarmos a transformada de Hough, precisamos de um padrão base e uma imagem base. O padrão base já foi determinado, como visto na seção anterior, e é a função respiração base. A imagem base será a imagem *Edge*, criada pelo algoritmo de detecção de borda à partir da imagem *Slice*. A imagem *Slice* é criada à partir da intersecção do plano vertical escolhido com VET da série de imagens. A posição do plano vertical pode ser definida pelo usuário.

O resultado da transformada de Hough depende de ambos. Assim, com a mesma função respiração obtemos resultados diferentes para planos verticais diferentes. Da mesma forma, para o mesmo plano vertical, obtemos resultados diferentes para funções de respiração diferentes. Isto será apresentado mais adiante.

As Figuras 22 a 26 apresentam imagens *Slice* e *Edge* para cinco posições diferentes.

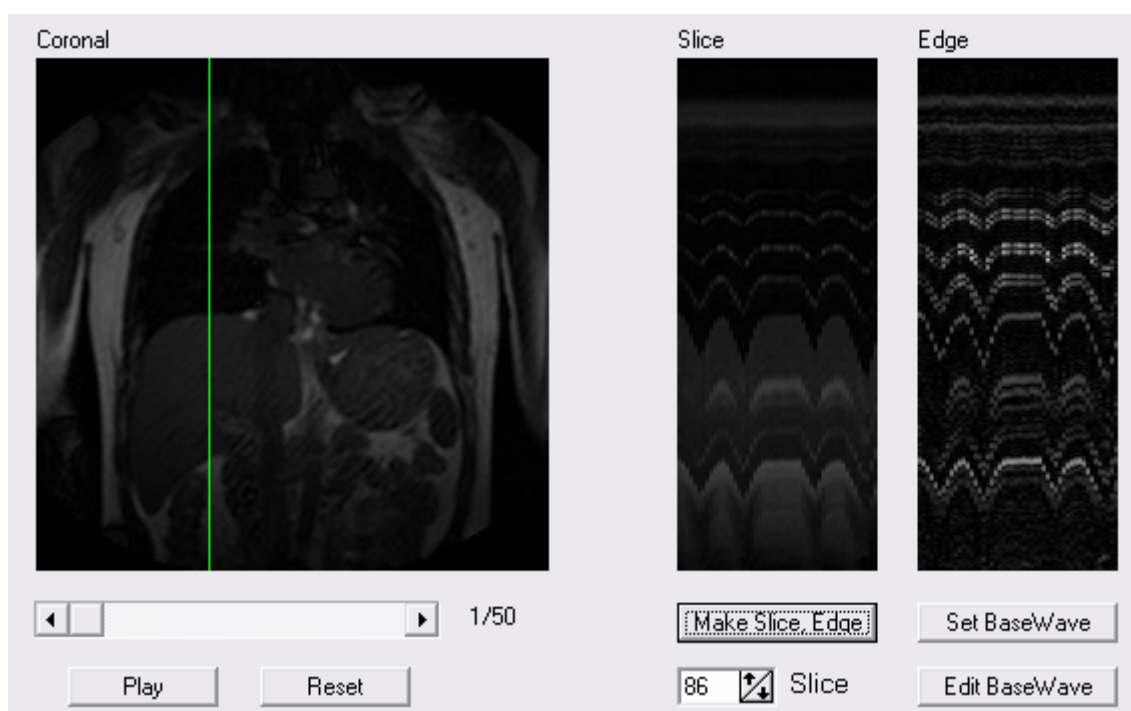


Figura 22. Imagens *Coronal*, *Slice* e *Edge* para plano de corte 86.

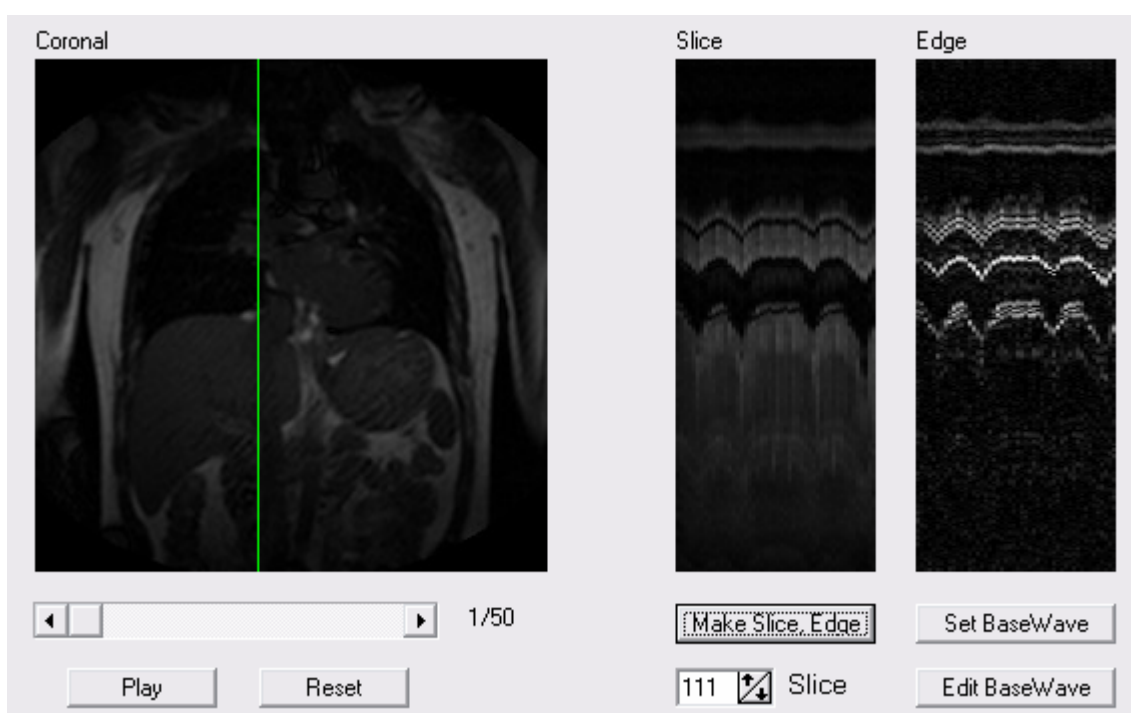


Figura 23. Imagens *Coronal*, *Slice* e *Edge* para plano de corte 111.

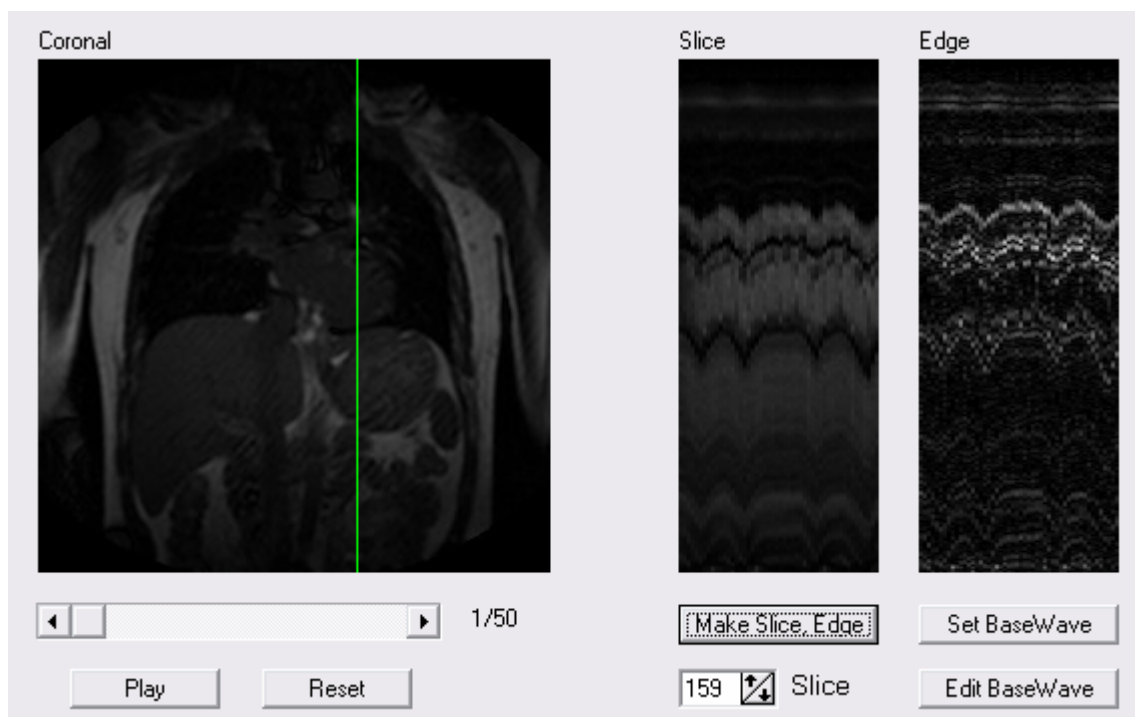


Figura 24. Imagens *Coronal*, *Slice* e *Edge* para plano de corte 159.

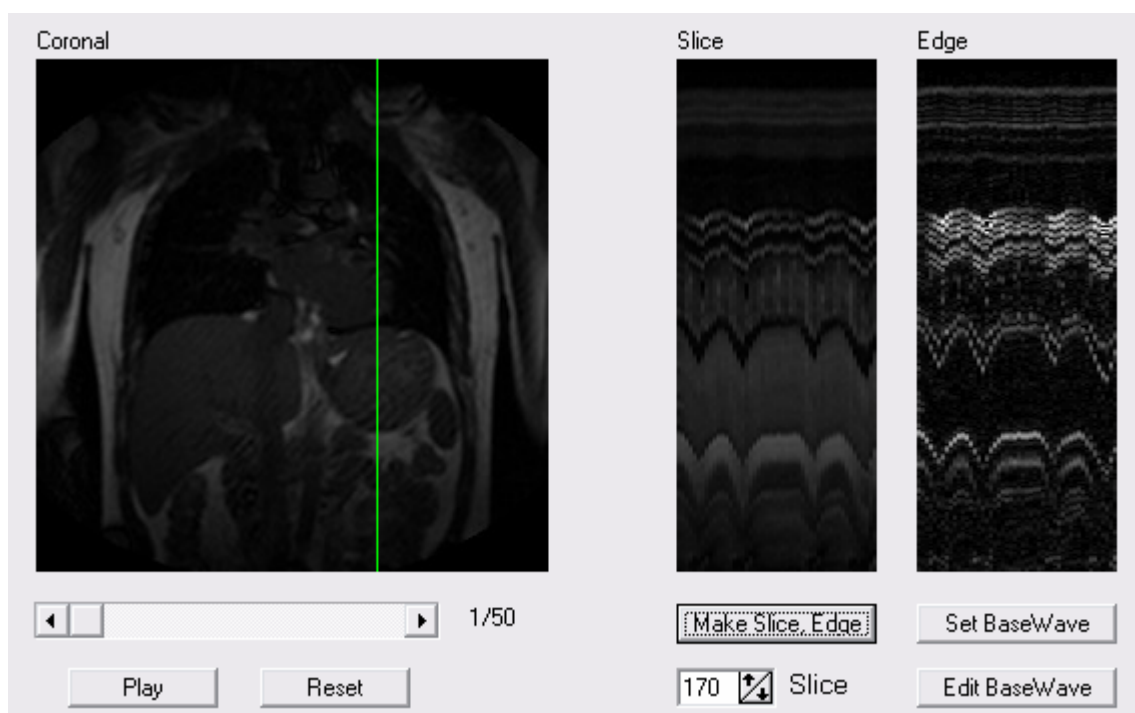


Figura 25. Imagens *Coronal*, *Slice* e *Edge* para plano de corte 170.

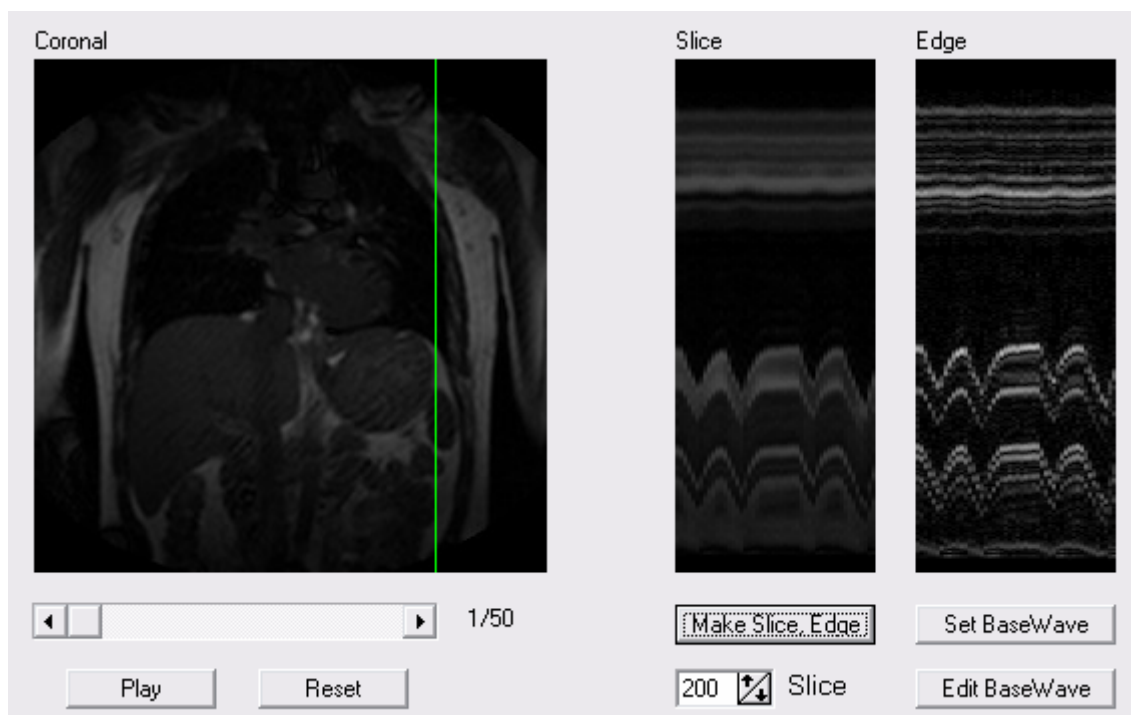


Figura 26. Imagens *Coronal*, *Slice* e *Edge* para plano de corte 200.

Nas Figuras 24 e 25, pode-se observar a influência do movimento do coração na imagem *Edge*. Como o coração tem movimento próprio, este se soma com o movimento causado pelo pulmão. Assim, a função respiração aplicada nestes pontos não terá bons resultados. Mas o estudo feito é sobre o pulmão e, portanto, esses pontos não são relevantes.

O espaço de Hough é formado por dois eixos que definem a escala e o *bias*. O eixo da escala terá valores positivos e negativos, o que significa que a função poderá estar invertida e escalada, no caso de uma escala negativa. Isto é importante, pois caso tomemos para a função de respiração base o movimento do diafragma do pulmão, ou seja, sua parte inferior, a função respiração na parte superior do pulmão será invertida.

Utilizaremos três métodos para o cálculo da transformada de Hough. Primeiramente, utilizamos o método estudado e apresentado no relatório anterior. Em seguida, utilizamos o método que aplica interpolação linear de Bresenham. Por fim, implementamos o método que utiliza a aritmética intervalar. O primeiro e o último possuem os mesmos valores de escala, enquanto o segundo pode ter seu eixo de escala definido na aba de configurações.

3.2.1 Primeiro Método

No método estudado, aplicamos a transformada de Hough enviando a intensidade de um ponto da imagem *Edge* para uma reta no espaço de Hough. Cada ponto da imagem *Edge* é transformado em uma reta através da seguinte equação:

$$b = f(x) \cdot a - y \quad (17)$$

Onde b é o eixo vertical (*bias*) do espaço de Hough, a é o eixo horizontal (escala), $f(x)$ é a função respiração referente àquele ponto e y é a coordenada do eixo vertical do espaço de imagens. Assim, dado um ponto (x, y) , temos sua função respiração, e podemos varrer o eixo das escalas para montar uma reta. Isto é aplicado a todos os pontos, sempre transferindo a intensidade da cor do pixel para a reta desenhada. Pontos de intersecção têm soma de intensidades. Desta forma, pontos mais claros representam funções de respiração mais bem definidas na imagem *Edge*.

O problema deste método está na seqüência de arredondamentos e truncamentos realizados. A imagem é, essencialmente, uma matriz de pixels, e a e b são índices nesta matriz. Assim, caso o valor calculado de b não seja inteiro, será preciso realizar um arredondamento. Além disso, a largura do espaço de Hough utilizado é de 1,5 para cada lado, ou seja, o espaço de Hough tem o eixo de escalas com valor mínimo de -1,5 e máximo de 1,5. Isto fará com que o valor calculado para b seja real, e não inteiro, freqüentemente em nosso algoritmo. Porém, b deve ser inteiro, e, portanto, é necessário um mapeamento intermediário para ele.

O tamanho do espaço de Hough, em pontos discretos, é de 61 pontos. Assim, há o ponto para a coordenada zero, e outros trinta pontos para cada lado do eixo vertical. Na vertical, o eixo tem o mesmo número de pontos que a altura da imagem original.

A Figura 27 apresenta o plano de corte e as imagens *Slice* e *Edge* que serão utilizadas, a Figura 28 apresenta a função de respiração base e a Figura 29 apresenta o resultado da transformada de Hough por este método. A Figura 31 apresenta o resultado para outra função de respiração base, apresentada na Figura 30.

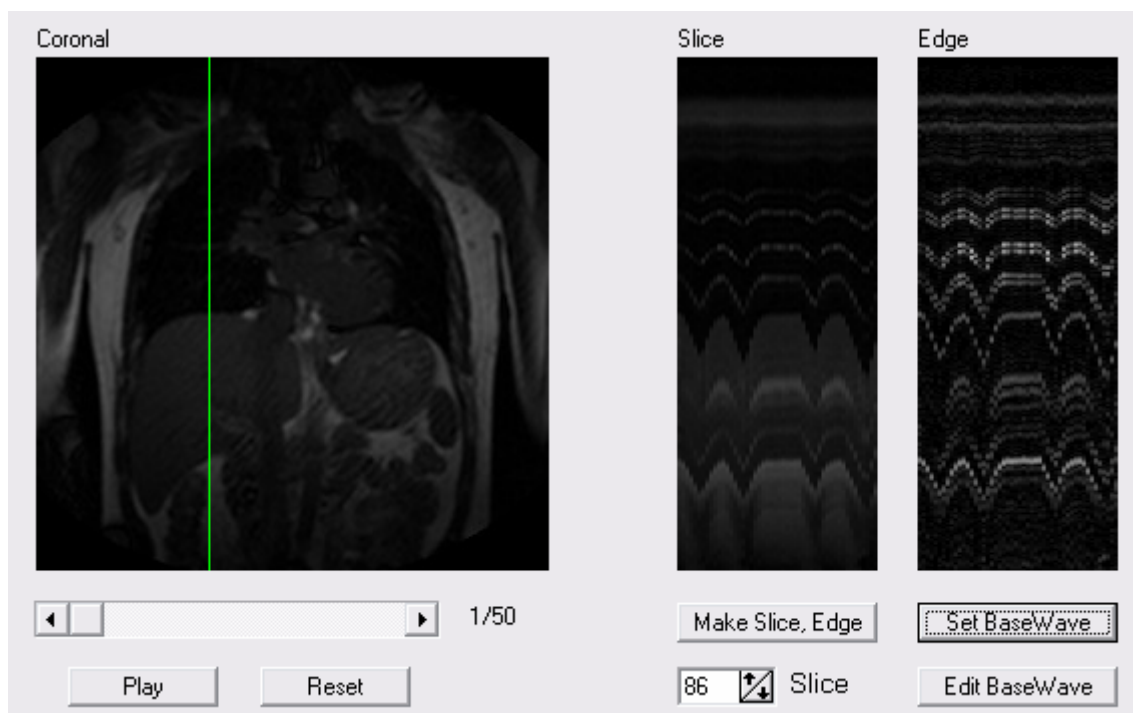


Figura 27. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 86 (Imagens de Entrada).

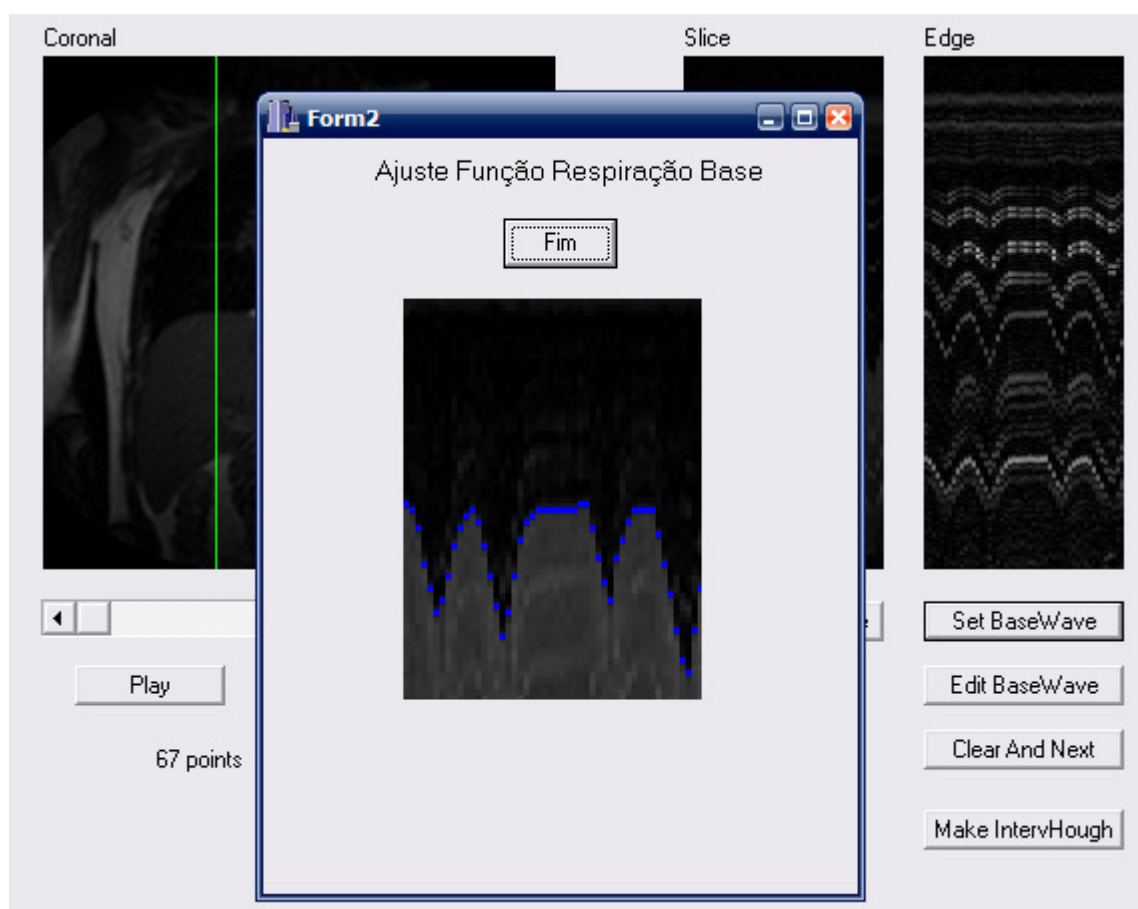


Figura 28. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).

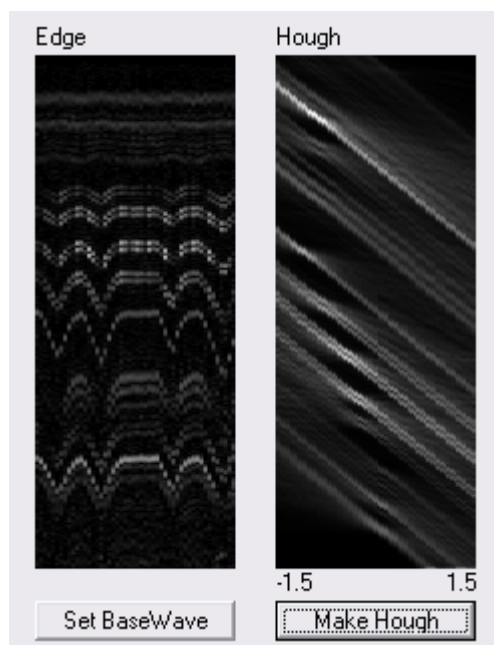


Figura 29. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem *Hough*).

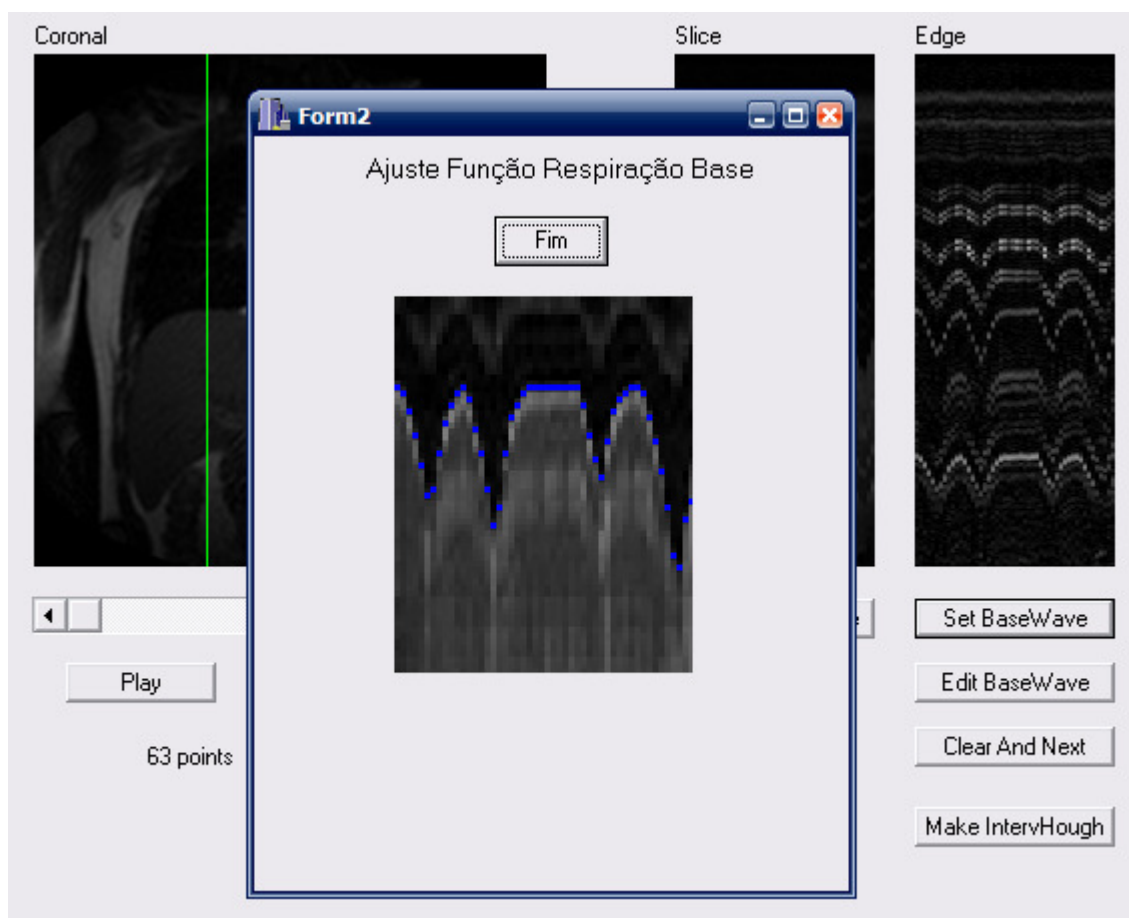


Figura 30. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).

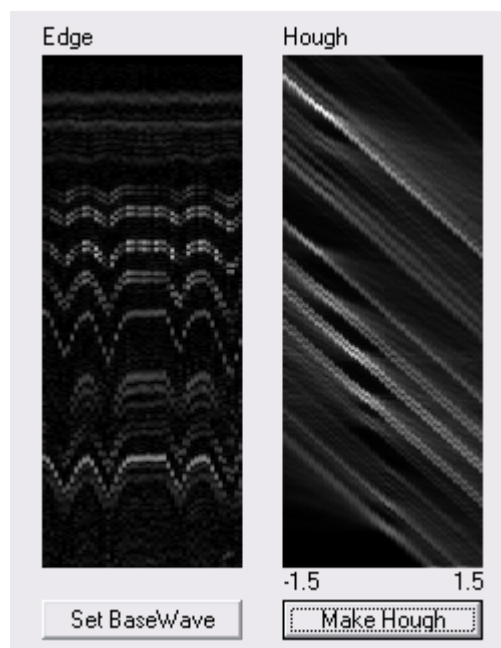


Figura 31. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem *Hough*).

Os resultados acima foram obtidos para um mesmo corte, mas com funções de respiração diferentes. A princípio, parecem iguais, mas na realidade são diferentes, havendo, entre outras, uma leve diferença na inclinação das retas mais claras.

As Figuras 32 a 37 apresentam os resultados obtidos para posições diferentes, mas com a mesma função de respiração base.

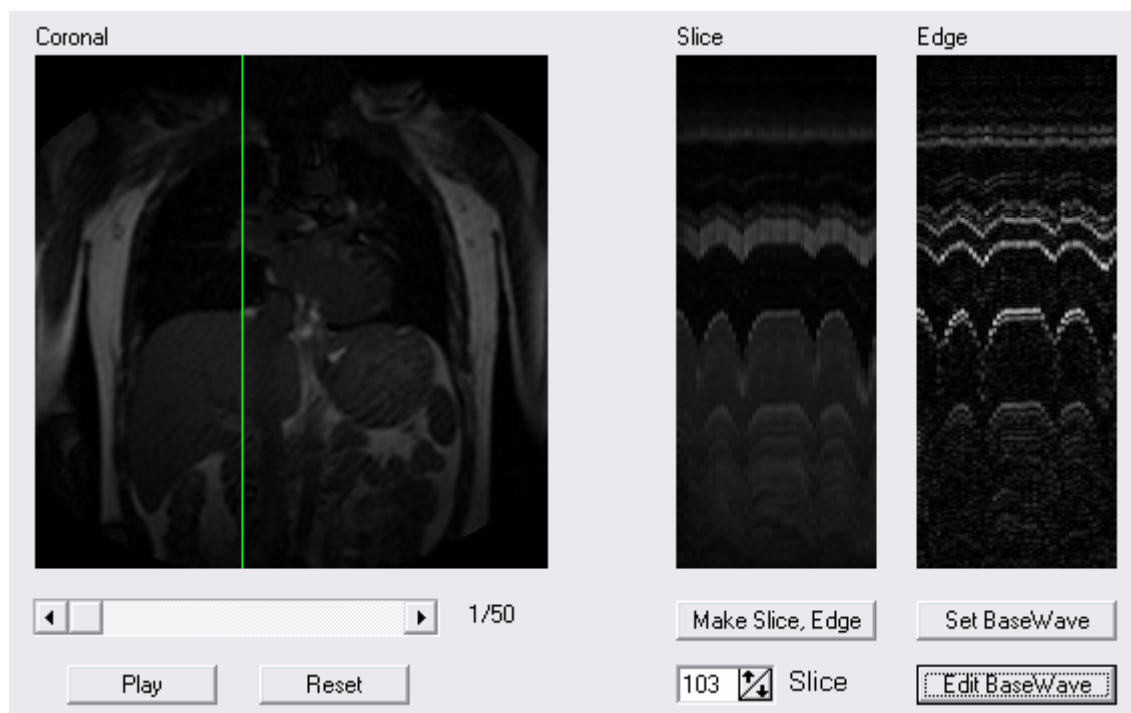


Figura 32. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 103 (Imagens de Entrada).

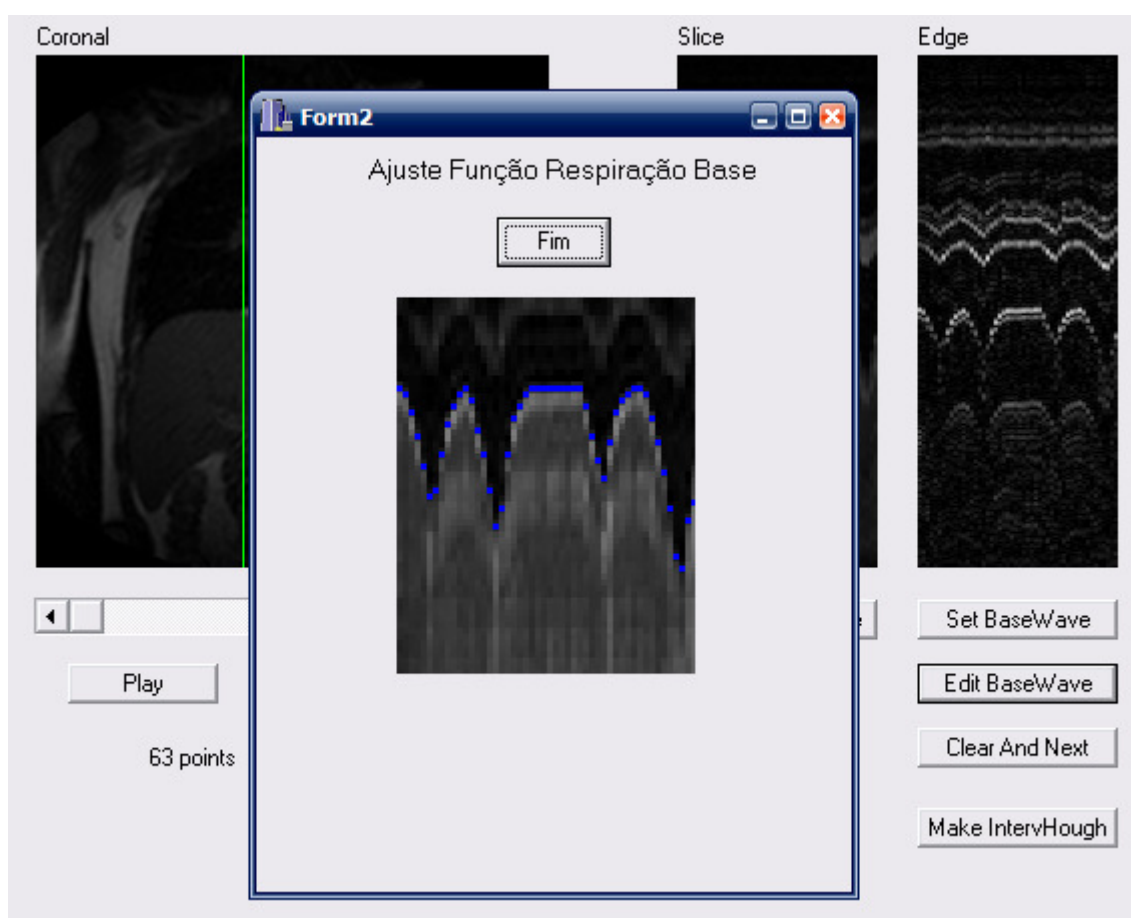


Figura 33. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).

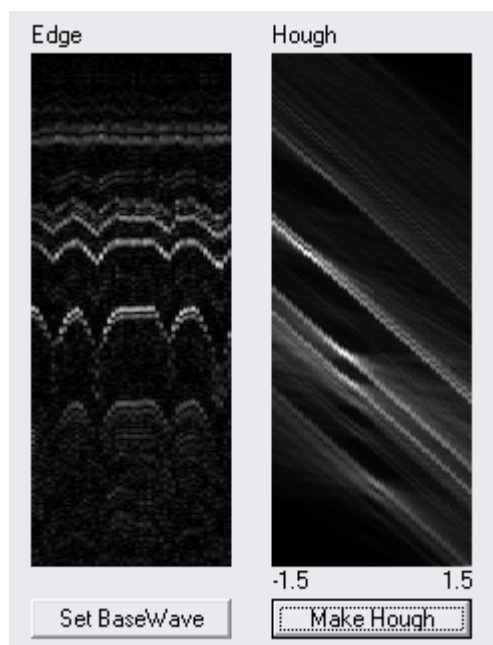


Figura 34. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem *Hough*).

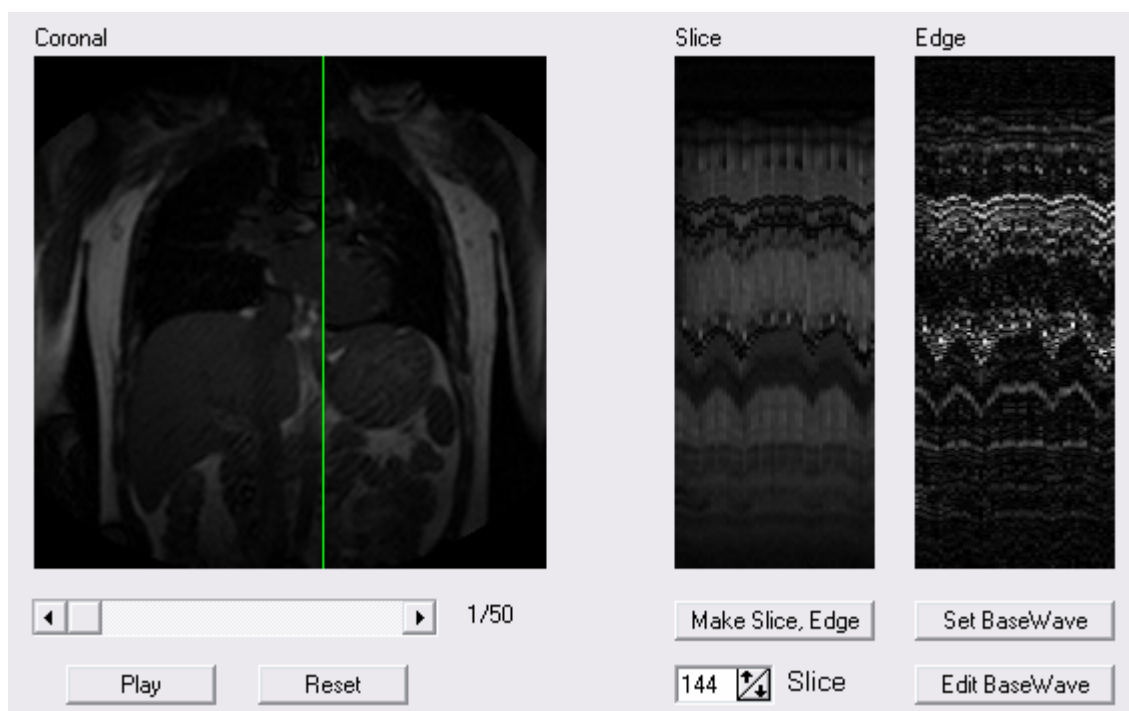


Figura 35. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 114 (Imagens de Entrada).

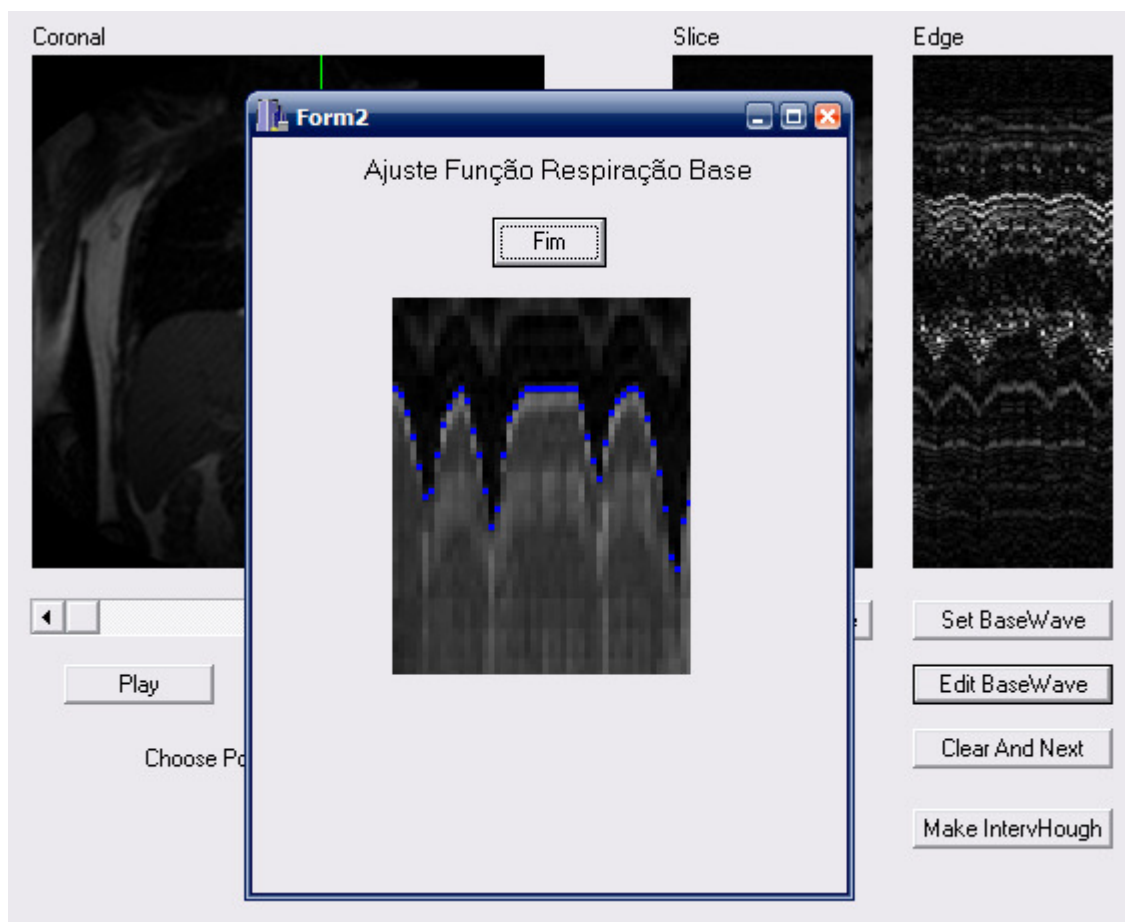


Figura 36. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).

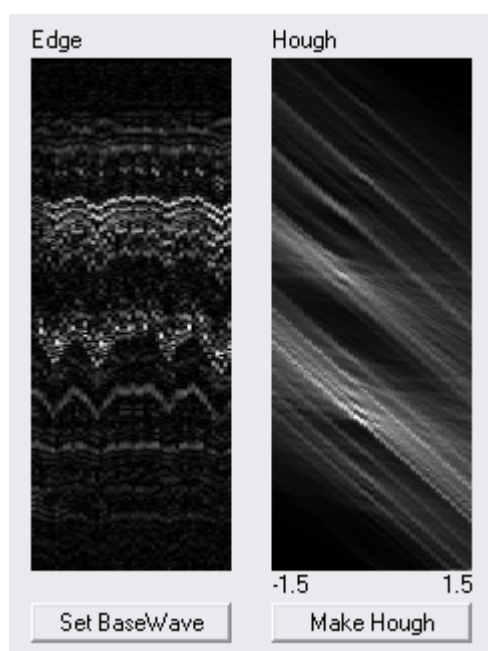


Figura 37. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem *Hough*).

A Figura 35 apresenta imagem *Edge* com ruídos devido ao batimento cardíaco, e mesmo a imagem *Hough* – Figura 37 – parece não estar tão bem definida quanto à apresentada na Figura 34, por exemplo. Porém, como será mostrado na frente, este método permite encontrar as escalas e deslocamentos da função respiração mesmo em imagens assim.

As Figuras 38 a 40 apresentam o resultado para outra combinação de plano de corte e função de respiração.

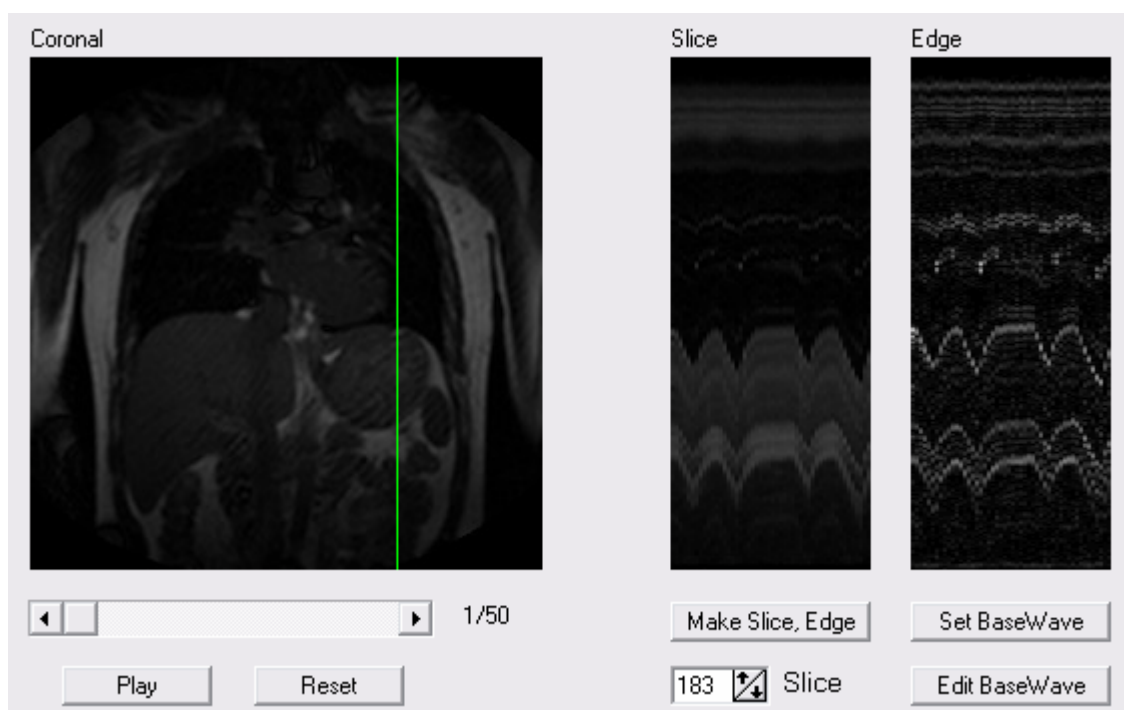


Figura 38. Resultado da Transformada de Hough estudada com plano de corte 183 (Imagens de Entrada).

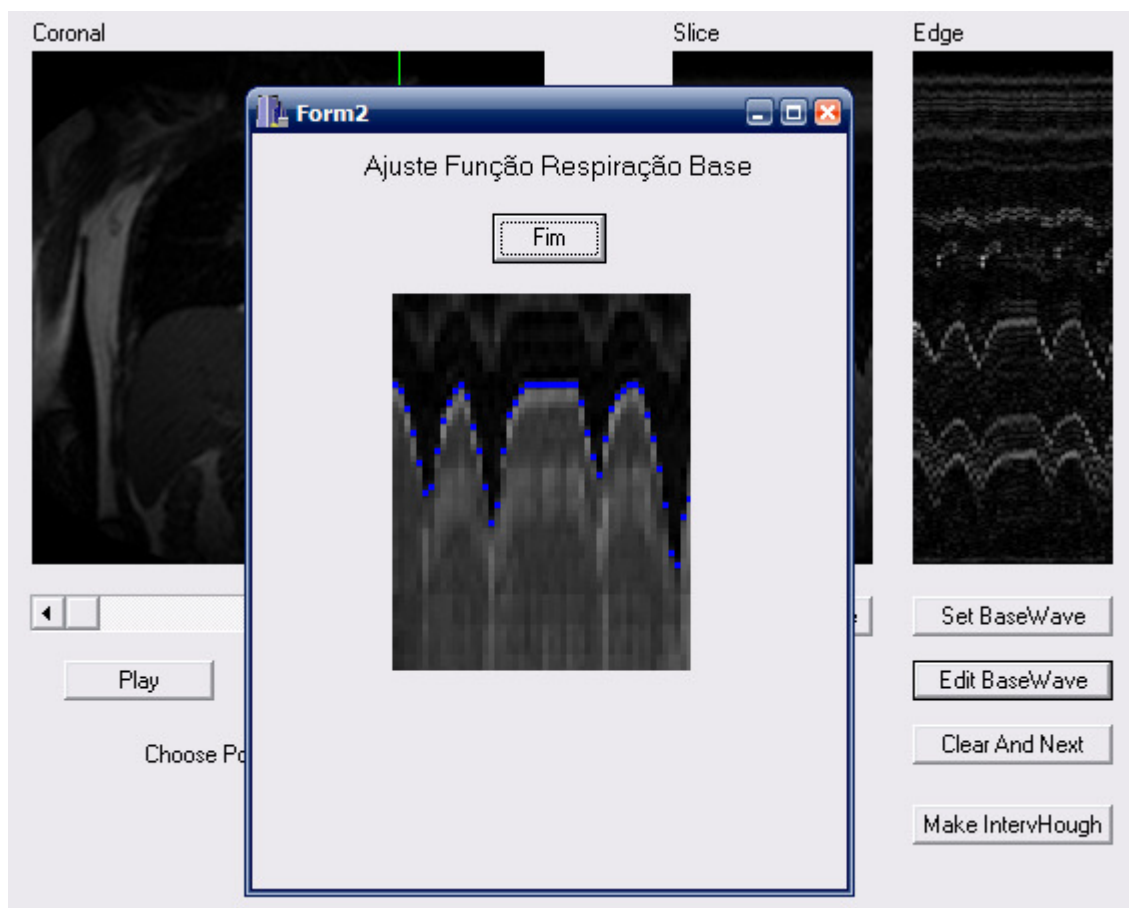


Figura 39. Resultado da Transformada de Hough estudada (Função Respiração Base).

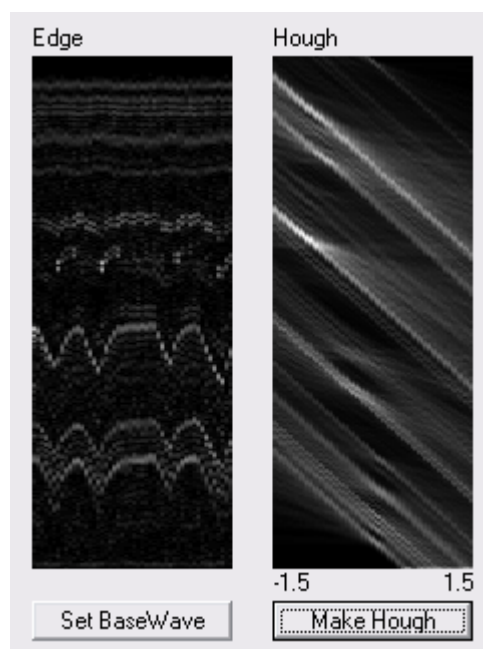


Figura 40. Resultado da Transformada de Hough estudada (Imagem *Hough*).

Por fim, observa-se que, como a função respiração é sempre um número positivo, o coeficiente angular da reta no espaço de Hough é positivo, mas nas imagens apresentadas, todas as retas possuem coeficiente angular negativo. Isto ocorre porque se aplica uma última transformada que muda as retas geradas de quadrante. Inicialmente, todas as retas estão em valores negativos de b , pois y está subtraindo. Assim a intersecção da reta com o eixo vertical b ocorrerá sempre em valores negativos de b .

3.2.2 Utilizando Bresenham

Para tentar diminuir os efeitos dos arredondamentos realizados no cálculo de cada coordenada b , sugeriu-se a utilização do método de Bresenham para a geração das retas no espaço de Hough.

Neste método, consideramos duas possibilidades para cada um dos pontos extremos da reta, pois sabemos sua inclinação, analisando a equação da reta no espaço de Hough. Assim, as quatro possibilidades para a reta dual no Espaço Hough de um ponto no espaço de imagens estão ilustradas nas Figuras 41 a 44:

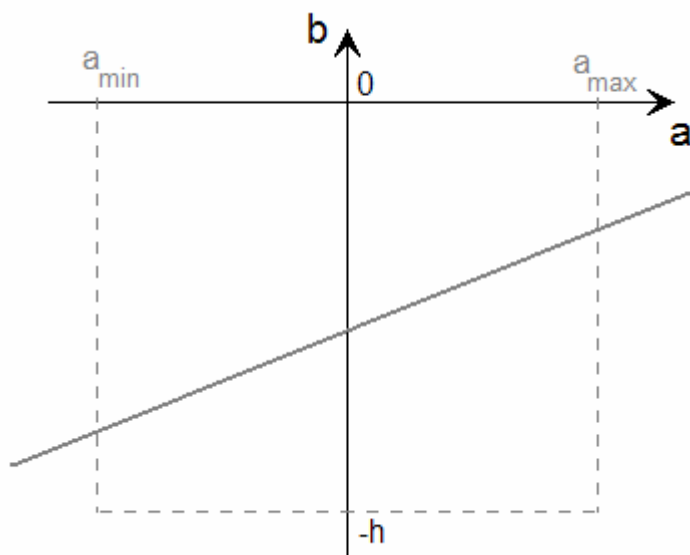


Figura 41. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 1)

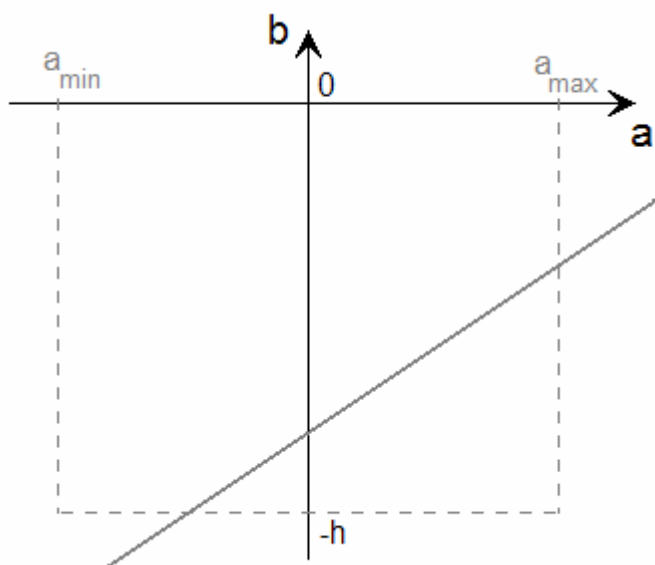


Figura 42. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 2)

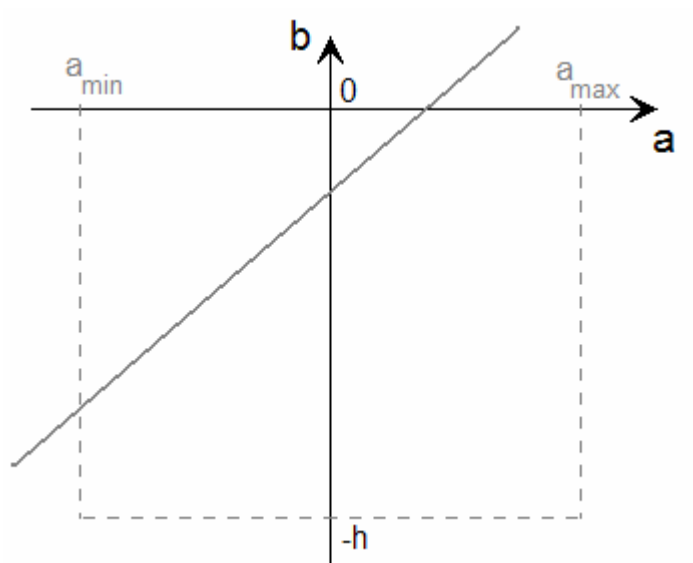


Figura 43. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 3)

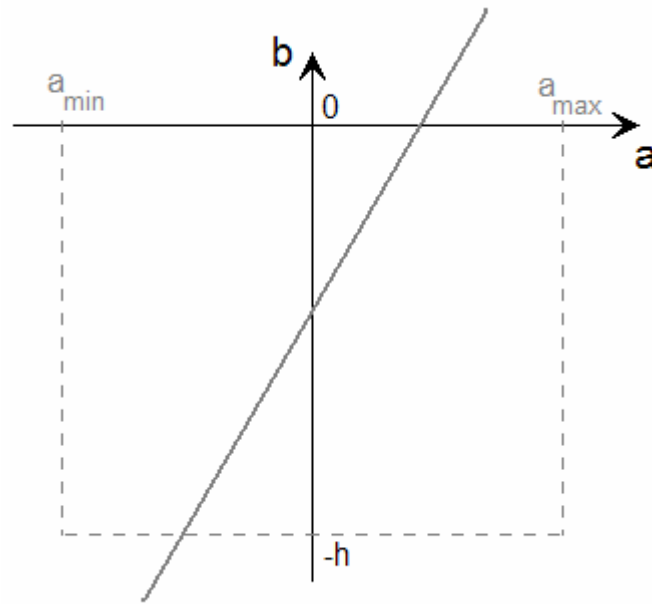


Figura 44. Traçamento de reta no Espaço de Hough usando Bresenham (Caso 4)

Em todas as Figuras 41 a 44, as linhas pontilhadas indicam o limite do espaço de Hough e h é a altura da imagem original. Assim, a reta dual no espaço de Hough de um ponto no espaço de imagens pode cruzar os extremos de quatro formas diferentes, representadas nas Figuras 41 a 44. Na Figuras 41, caso 1, a reta cruza os extremos do eixo a , nos pontos $(a_{\min}, f(x) \cdot a_{\min} - y)$ e $(a_{\max}, f(x) \cdot a_{\max} - y)$. Com estes dois pontos, podemos gerar uma reta utilizando o método de Bresenham e os pontos como extremos dela.

Na Figura 42, caso 2, a reta intersecta os extremos em $\left(\frac{-h+y}{f(x)}, -h\right)$ e $(a_{\max}, f(x) \cdot a_{\max} - y)$. Na Figuras 43, caso 3, a reta intersecta os extremos em $(a_{\min}, f(x) \cdot a_{\min} - y)$ e $\left(\frac{y}{f(x)}, 0\right)$. Por fim, na Figuras 44, caso 4, a intersecção ocorre nos pontos $\left(\frac{-h+y}{f(x)}, -h\right)$ e $\left(\frac{y}{f(x)}, 0\right)$.

Pode-se observar nas Figuras 45 a 50 o resultado da utilização deste método para a transformada de Hough. São apresentadas as imagens de entrada, *Edge* e *Slice*, a função respiração base e o resultado ilustrado nas imagens *Hough*. Ainda, compara-se os resultados dos dois métodos criando-se uma nova imagem com a diferença entre ambos, imagem *Difference*.

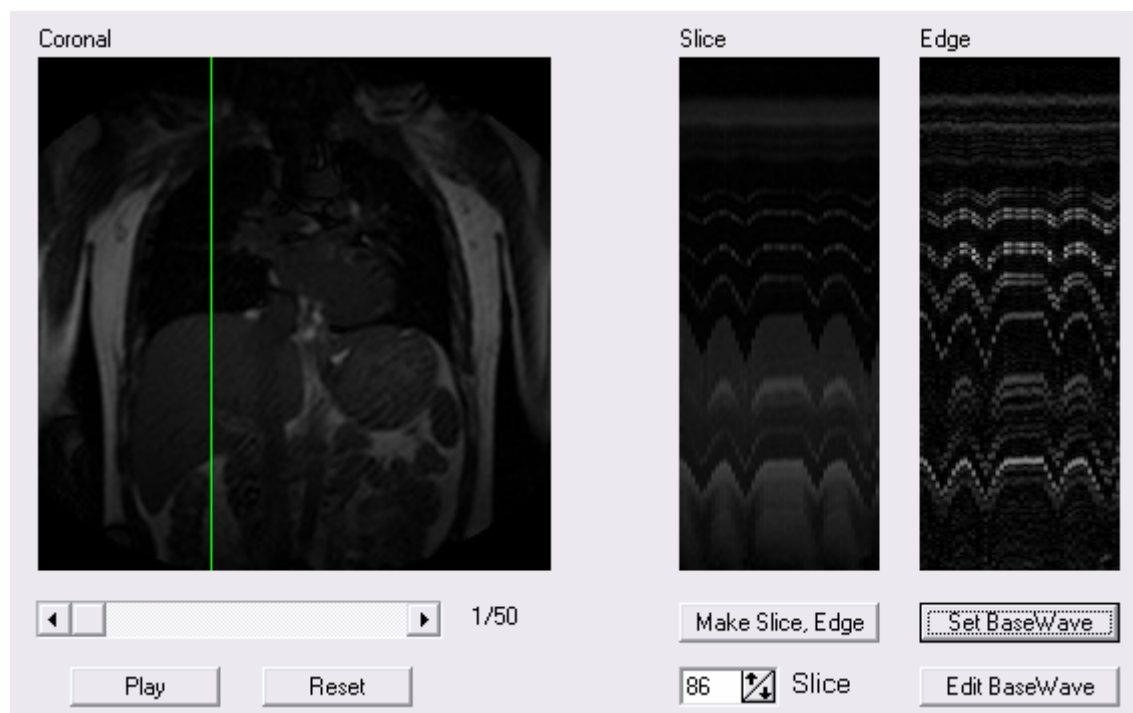


Figura 45. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham com plano de corte 86 (Imagens de Entrada).

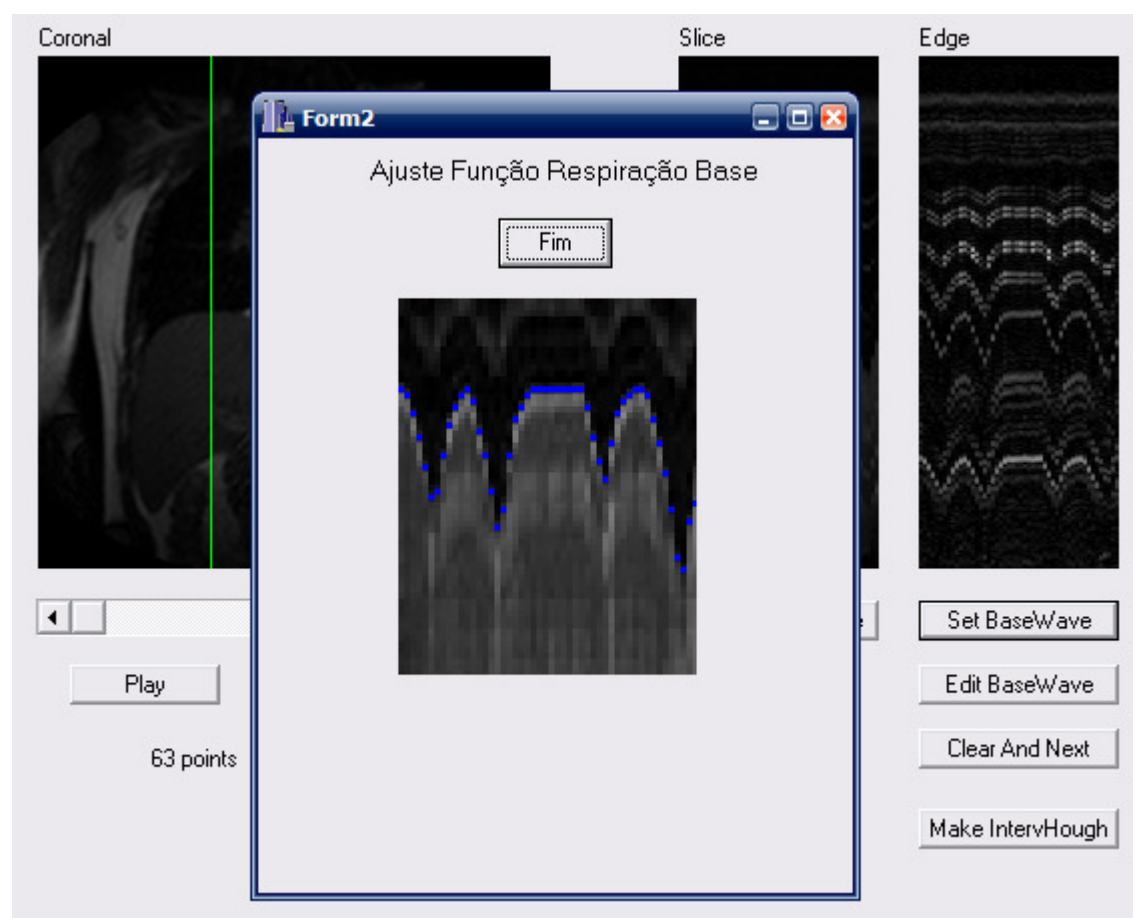


Figura 46. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Função Respiração Base).

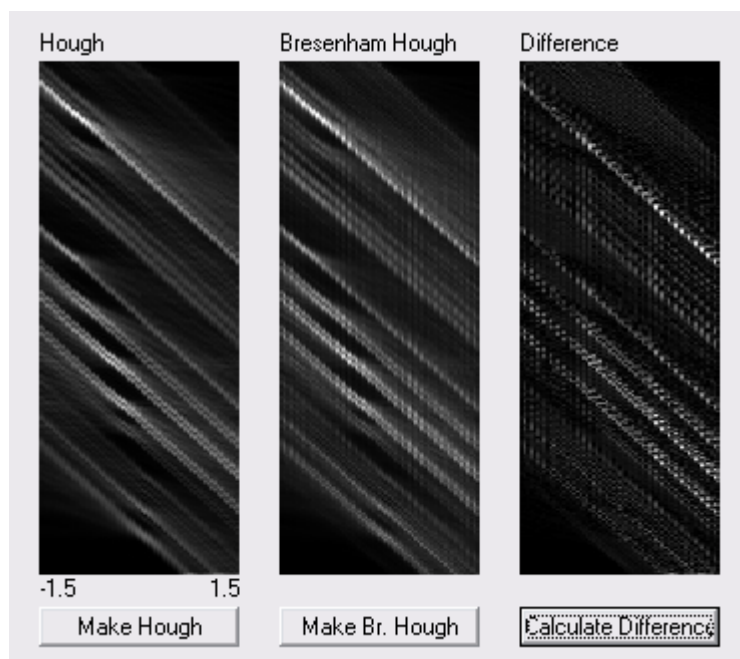


Figura 47. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Imagens Hough e Difference).

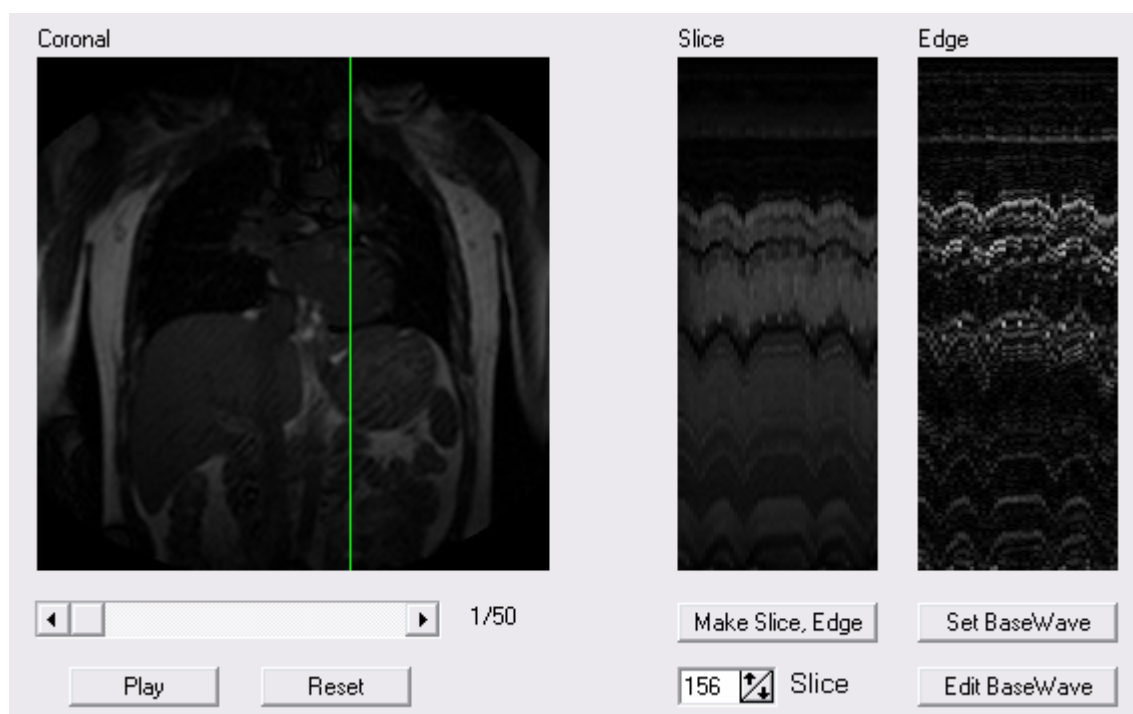


Figura 48. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham com plano de corte 156 (Imagens de Entrada).

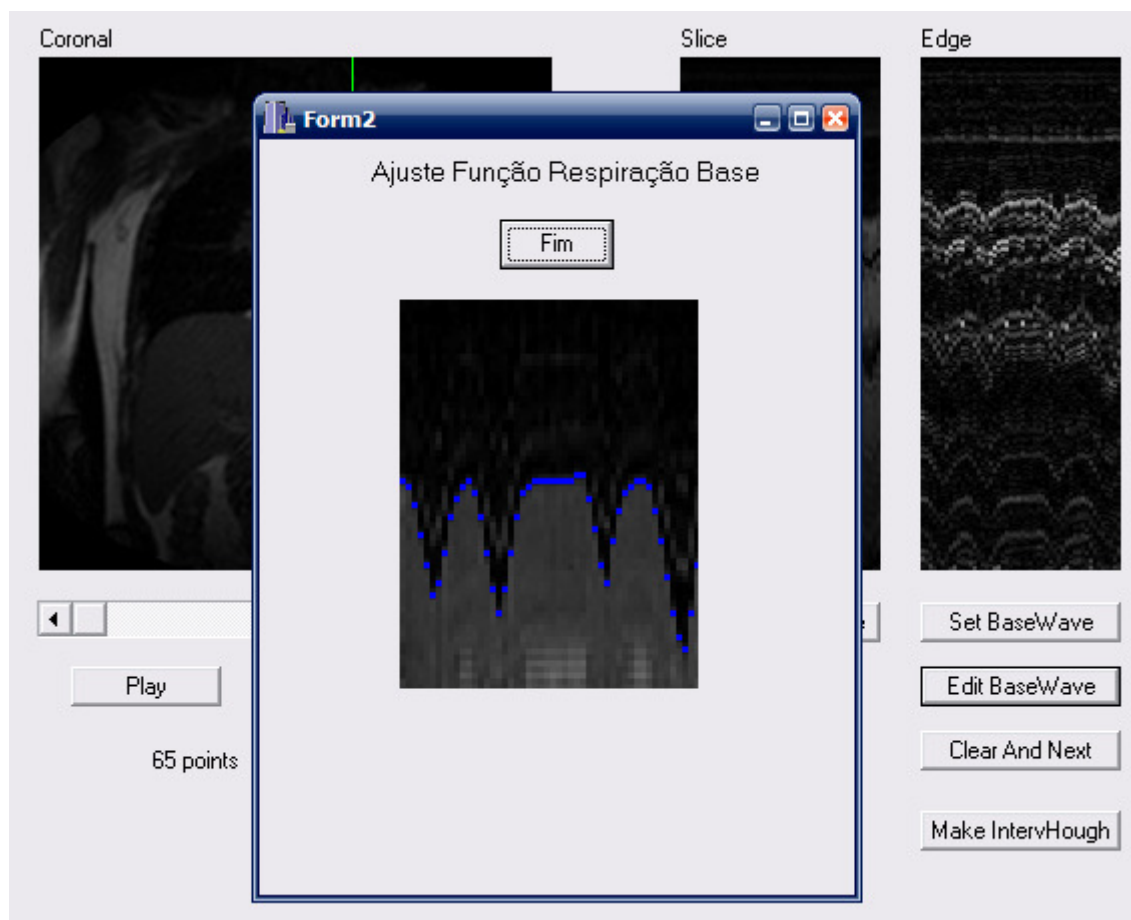


Figura 49. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Função Respiração Base).

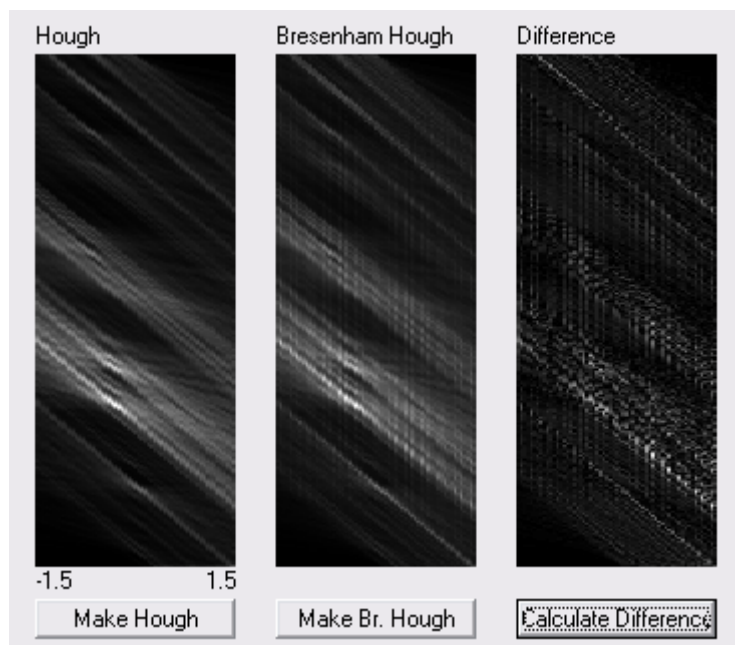


Figura 50. Resultado da Transformada de Hough com Bresenham (Imagens Hough e Difference).

Observa-se que a imagem *Difference* está normalizada e, portanto, não apresenta as diferenças de intensidades reais, mas apenas os locais em que

ocorrem e com qual intensidade. Apesar de as imagens serem bem parecidas, pode-se notar um aspecto de granulado na imagem gerada pelo método de Bresenham. O mesmo Pode minimizado, ou mesmo eliminado, quando se opta por utilizar um número maior de pontos para o eixo de escalas. Para comparação, foram aumentados os números de pontos e o resultado apresentado na Figura 51. O plano e a função de respiração utilizados são os mesmos apresentados nas Figuras 48 e 49.

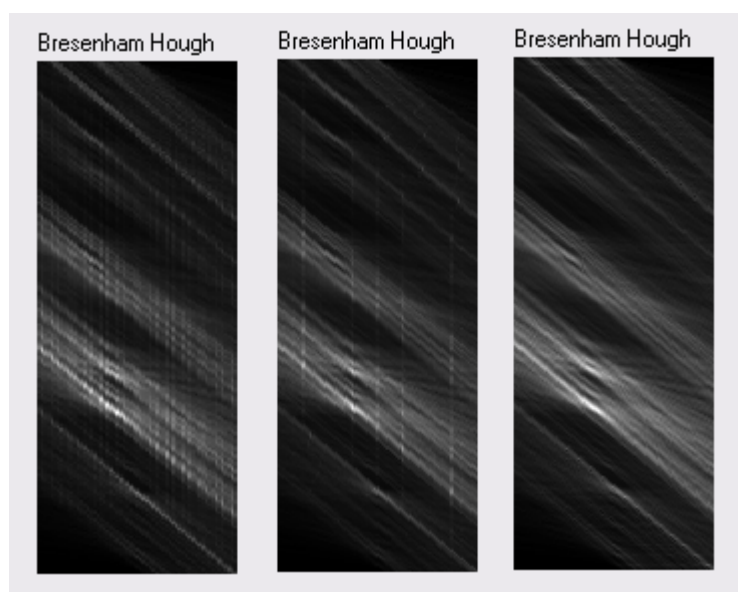


Figura 51. Comparação entre resultados da Transformada de Hough com Bresenham utilizando 61, 81 e 101 pontos.

A Figura 51 apresenta o resultado do método de Hough para 61 pontos no eixo de escalas a , o resultado para 81 pontos e o resultado com 101 pontos. Pode-se observar o efeito de granulado diminuir com o aumento do número de pontos. Porém, isso também eleva o custo computacional. Com o mesmo número de pontos, o aspecto da imagem gerada pelo método de Bresenham parece pior que o da imagem gerada pelo primeiro método. Isto, porém, não significa que um ou outro método é melhor, a princípio. Em outra seção, à frente, será discutida a diferença entre os dois métodos para o cálculo da função de respiração de cada ponto.

3.2.3 Utilizando a Aritmética Intervalar

A aritmética intervalar é uma ferramenta para reduzir erros decorrentes de truncamentos e arredondamentos com números reais. Nenhum dos algoritmos

apresentados até agora possuem proteção contra erros gerados desta forma. Com a aritmética intervalar incorporada ao método estudado, esperamos conseguir resultados mais precisos.

Incorporamos a aritmética intervalar no método estudado transformando todos os dados discretos em intervalos. Por exemplo, se um pixel tinha coordenadas (20,30), suas coordenadas, em intervalos, serão $([19.5,20.5],[29.5,30.5])$, ou seja, ambas as coordenadas passaram a ser intervalos. Não tratamos mais o pixel como algo pontual, e sim como um intervalo unitário. E o pixel de coordenada 20 é um intervalo unitário centrado em 20. Da mesma forma, todas as coordenadas da função respiração foram transformadas em intervalos.

Cada nova operação realizada altera o intervalo. A aritmética intervalar tem suas operações definidas de forma que o intervalo mude seus extremos e tamanho para que ainda contenha o resultado correto, mas que não conhecemos. Como afirmado antes, o pixel é um intervalo que representa o valor de um ponto contido dentro dele. Onde exatamente este ponto está contido é uma informação que a imagem não fornece.

Assim, agora a equação da reta dual no espaço de Hough de um ponto no espaço de imagens passa a ser:

$$B = F(x) \cdot A - Y \quad (18)$$

Onde B é um intervalo que representa a coordenada b , $F(x)$ é o intervalo que representa $f(x)$, A é o intervalo que representa a coordenada a e Y é o intervalo que representa a coordenada y , do ponto. O intervalo é montado como mencionado anteriormente, um intervalo unitário centrado no valor dado.

O resultado dessa conta será um intervalo B . Assim, toda a intensidade de cor do ponto em análise será dividida igualmente para todo o intervalo. Assim, todos os pixels com coordenadas neste intervalo serão preenchidos com parte da intensidade total daquele ponto, com o devido cuidado nos extremos. Desta forma, quando intervalos se sobrepõem, apenas nos pontos que se sobrepõem a intensidade será somada.

As Figuras 52 a 57 apresentam o resultado da transformada de Hough utilizando a aritmética intervalar.

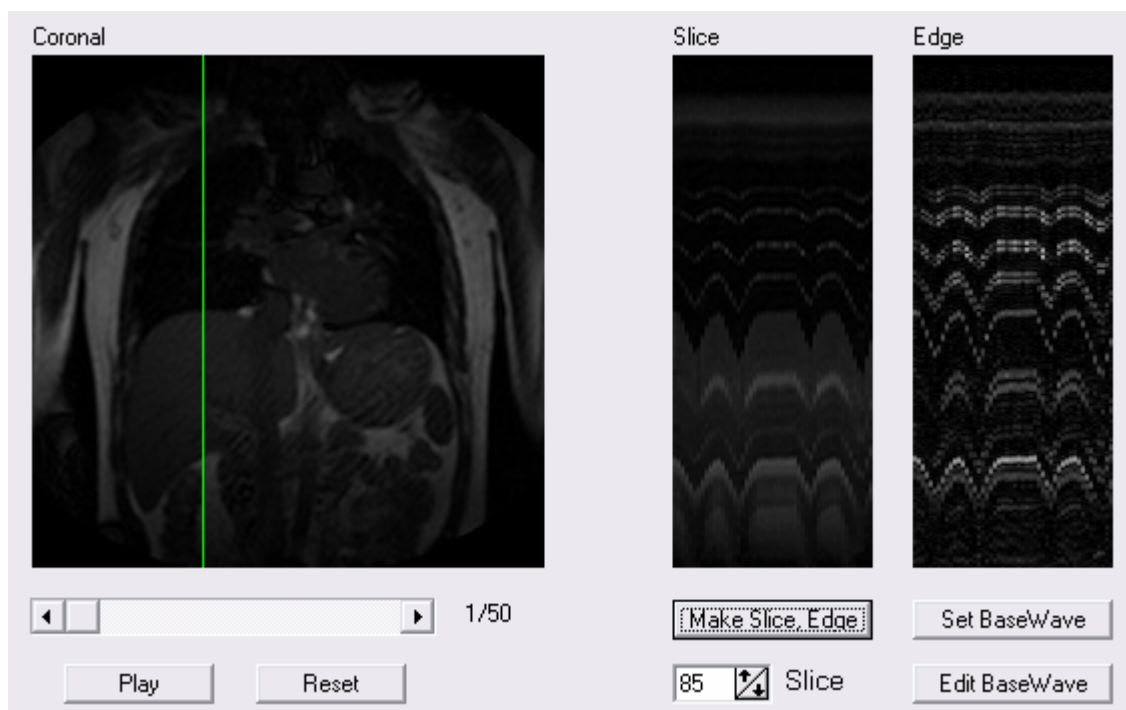


Figura 52. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar, com plano de corte 85 (Imagens de Entrada).

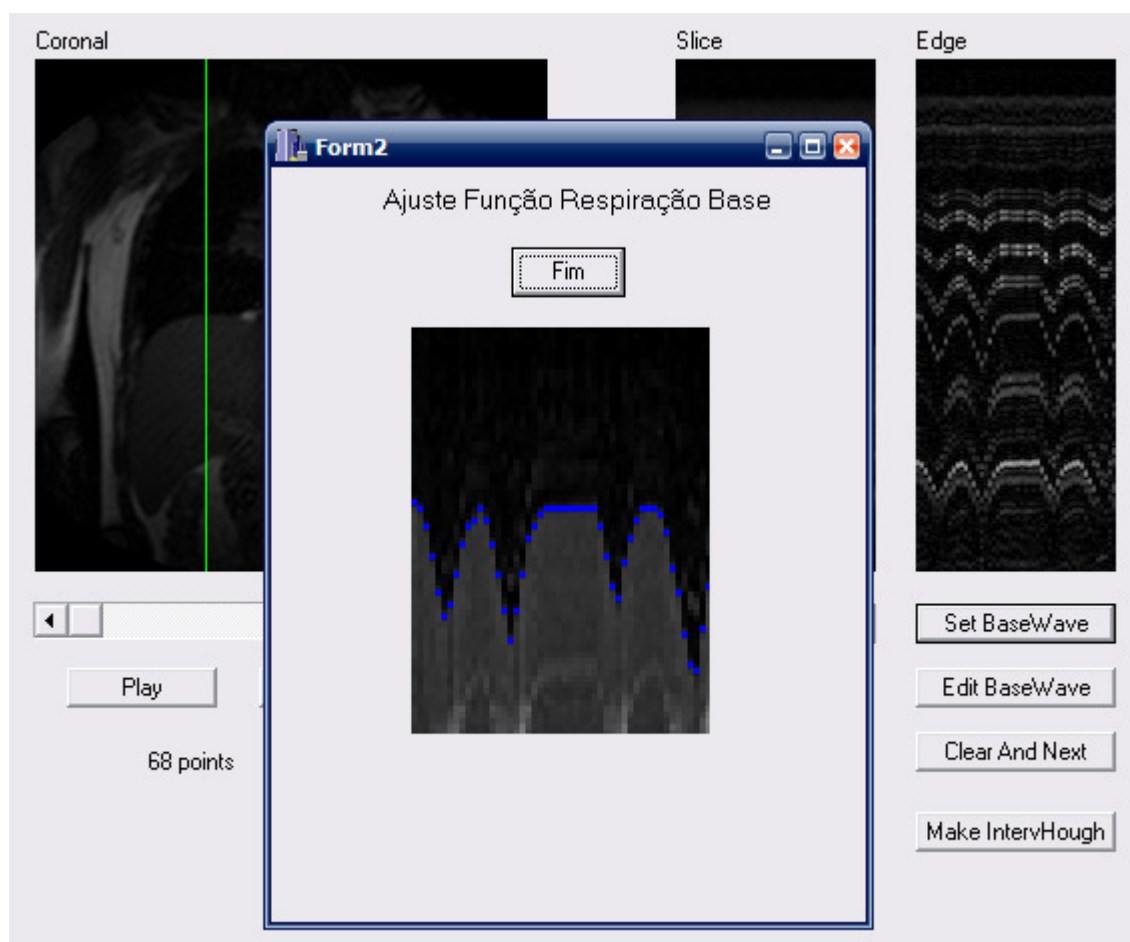


Figura 53. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Função Respiração Base).

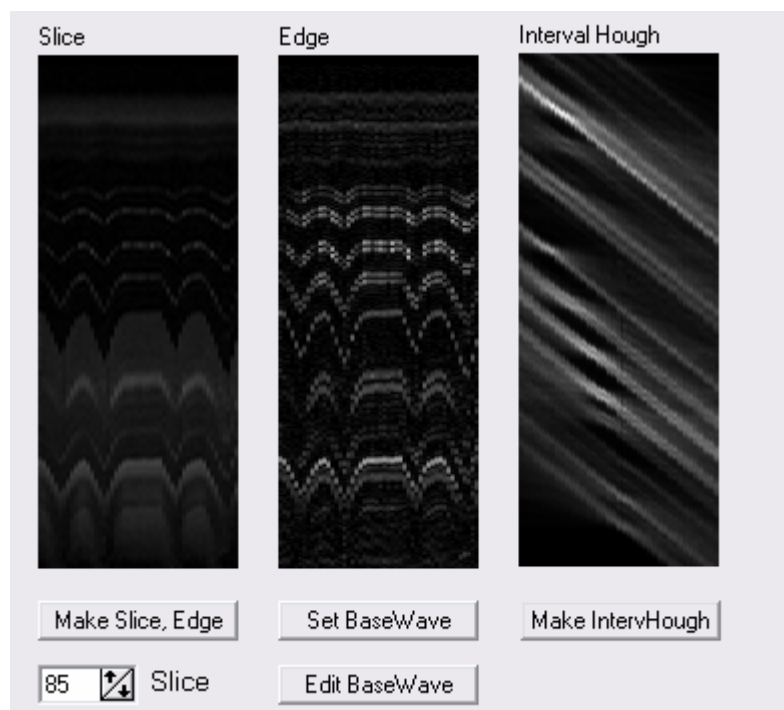


Figura 54. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Imagens *Slice*, *Edge* e *Hough*).

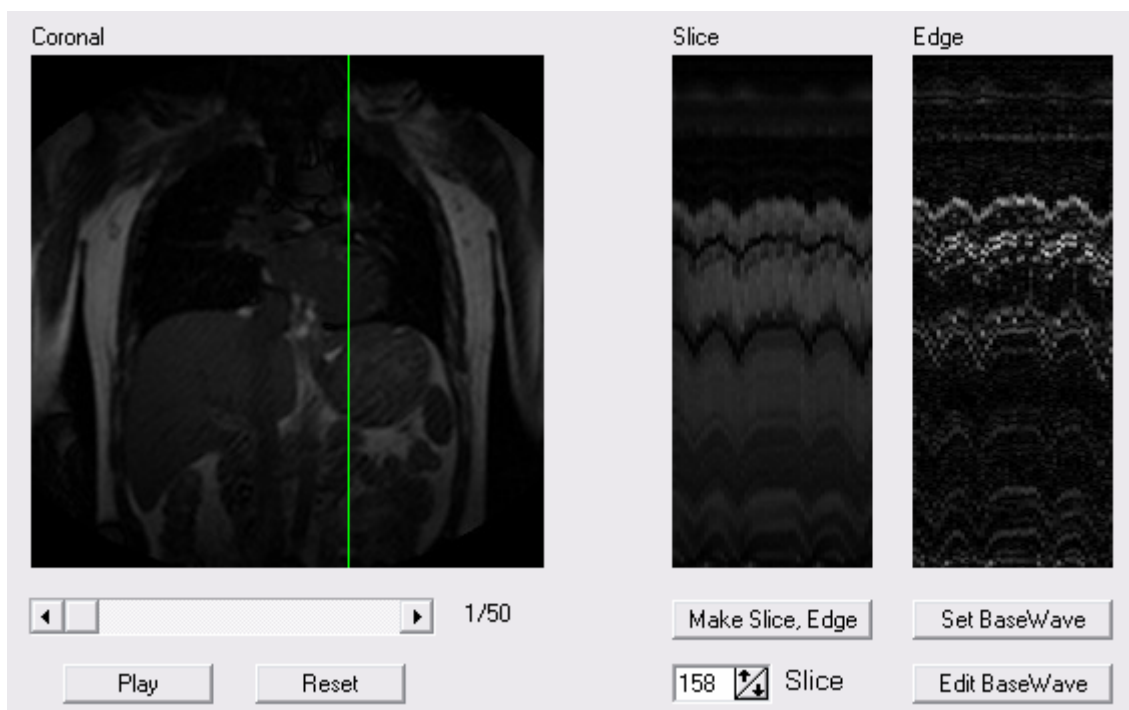


Figura 55. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar, com plano de corte 158 (Imagens de Entrada).

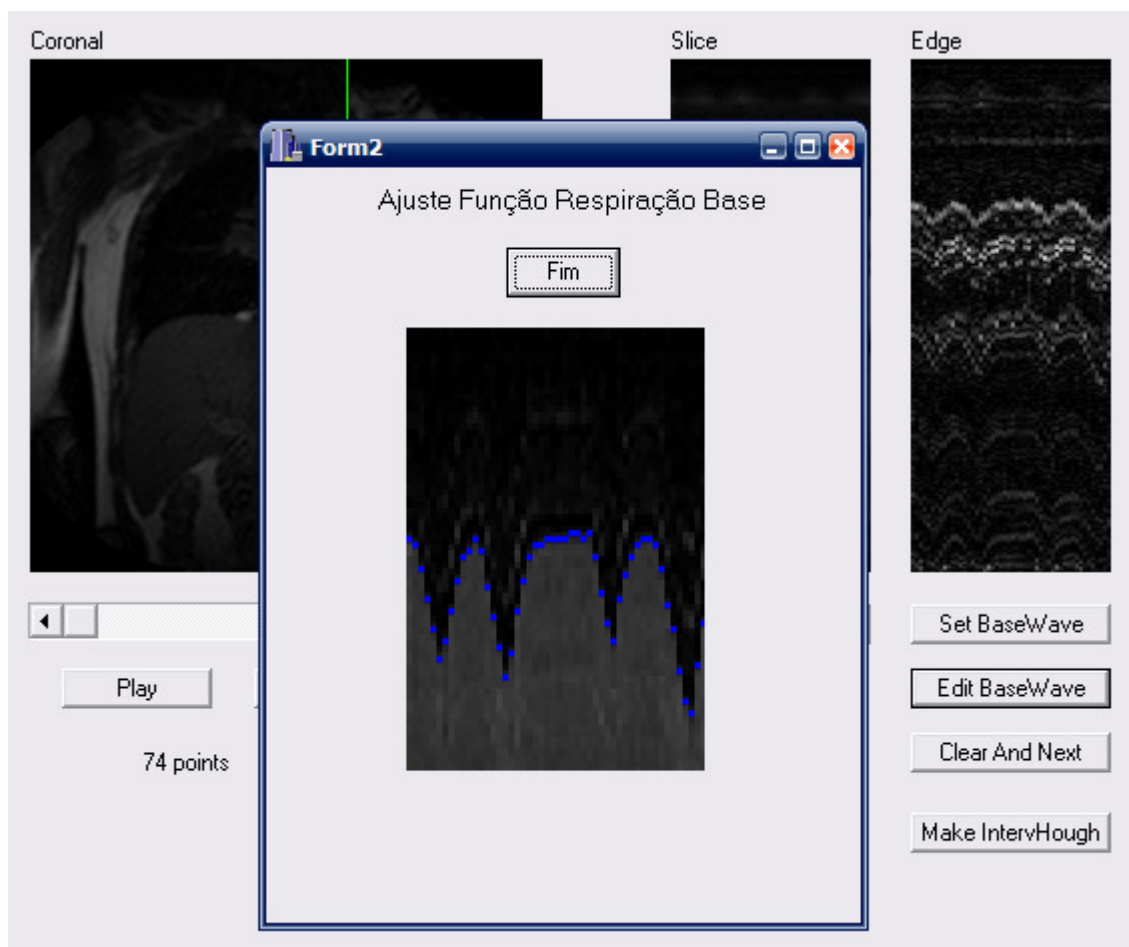


Figura 56. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Função Respiração Base).

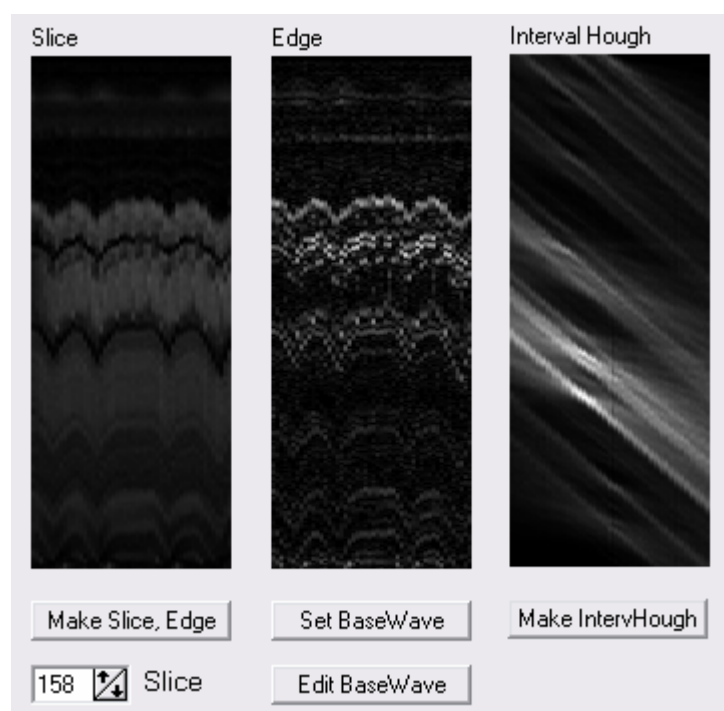


Figura 57. Resultado da Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar (Imagens *Slice*, *Edge* e *Hough*).

As Figuras 58 e 59 apresentam as imagens geradas pelos três métodos, para duas combinações de plano de corte e função respiração base. A imagem gerada pelo método que utiliza a transformada de Hough tem um aspecto mais suave, enquanto a gerada pelo método que utiliza interpolação linear por Bresenham apresenta um efeito de granulado mais intenso.

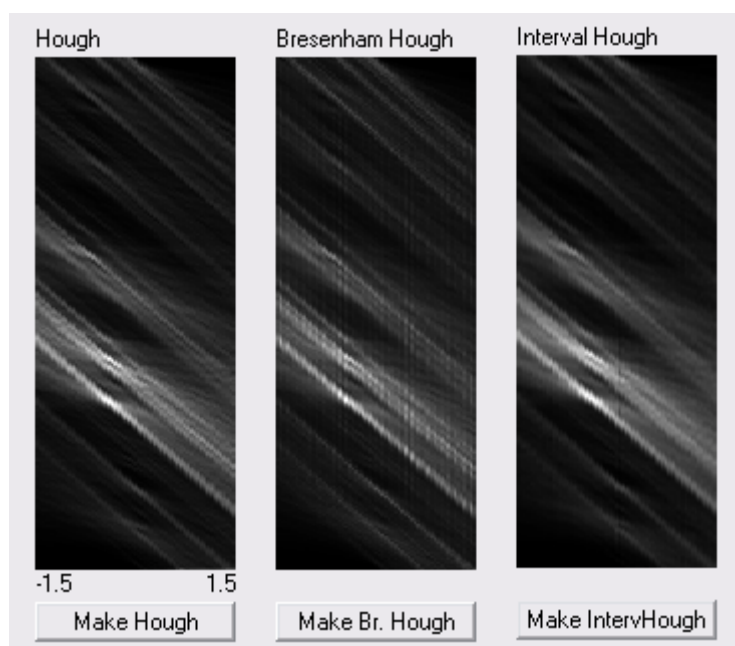


Figura 58. Resultados da Transformada de Hough utilizando os três métodos (Estudado, com Bresenham e utilizando Aritmética Intervalar).

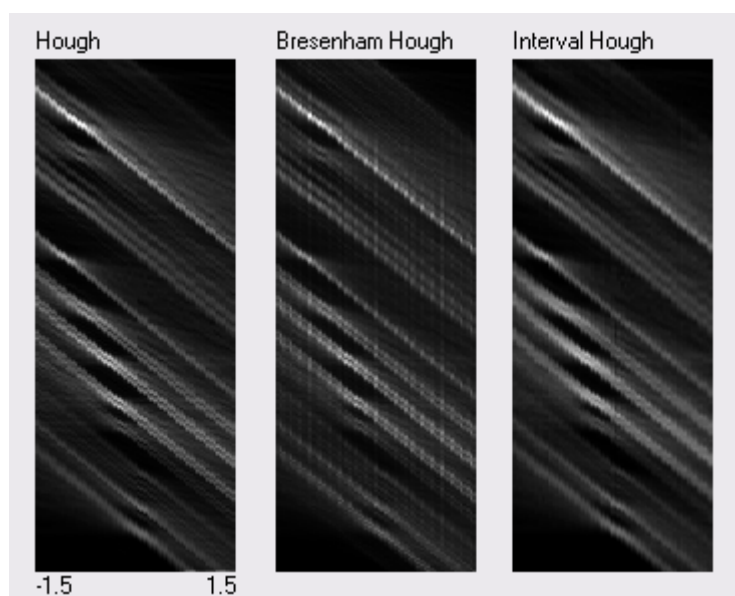


Figura 59. Resultados da Transformada de Hough utilizando os três métodos (Estudado, com Bresenham e utilizando Aritmética Intervalar).

3.3 Determinação das Funções de Respiração Principais

Para determinarmos a escala e o deslocamento da função respiração em cada ponto da imagem original, é preciso, após a aplicação da transformada de Hough, retornar para a imagem original. Para isso, aplicamos a inversa da transformada de Hough. Assim, um ponto claro no espaço de Hough, se tornará uma função respiração escalada e deslocada, na imagem original.

O ponto mais claro no espaço de Hough será mapeado para uma função respiração de mais destaque, em termos intensidade de cor, no espaço das imagens, como ilustrado nas Figuras 60 e 61. Usaremos este critério para a busca das funções de respiração presentes no espaço de imagens.

Então, temos que a transformada de Hough inversa de um ponto no espaço de Hough gera uma reta com a seguinte equação:

$$y = a \cdot f(x) - b \quad (19)$$

Um ponto do espaço de Hough define a e b , e $f(x)$ é a função respiração base. Assim, podemos calcular a coordenada y . Note que a é a escala da função respiração e b é o deslocamento da mesma.

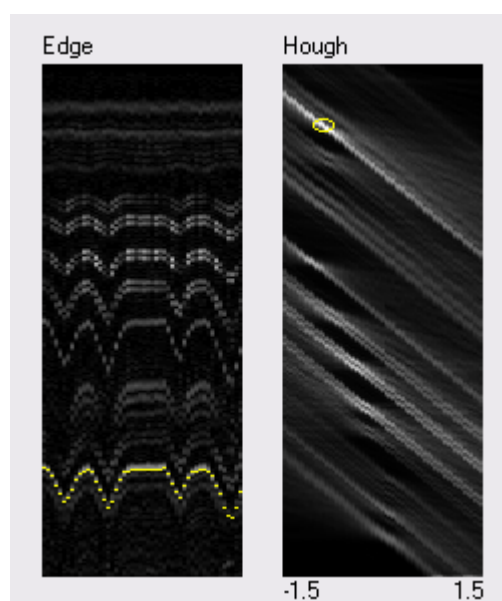


Figura 60. Função Respiração encontrada em ponto de máximo do Espaço de Hough.

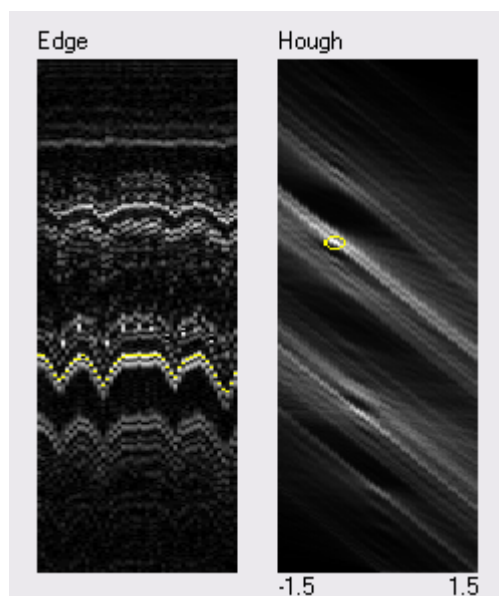


Figura 61. Função Respiração encontrada em ponto de máximo da imagem Hough.

Podemos, também, comparar o resultado das imagens *Hough* e *Bresenham Hough*. No caso da Figura 62, o resultado foi exatamente o mesmo, e as funções de respiração obtidas por cada método se sobrepõem totalmente.

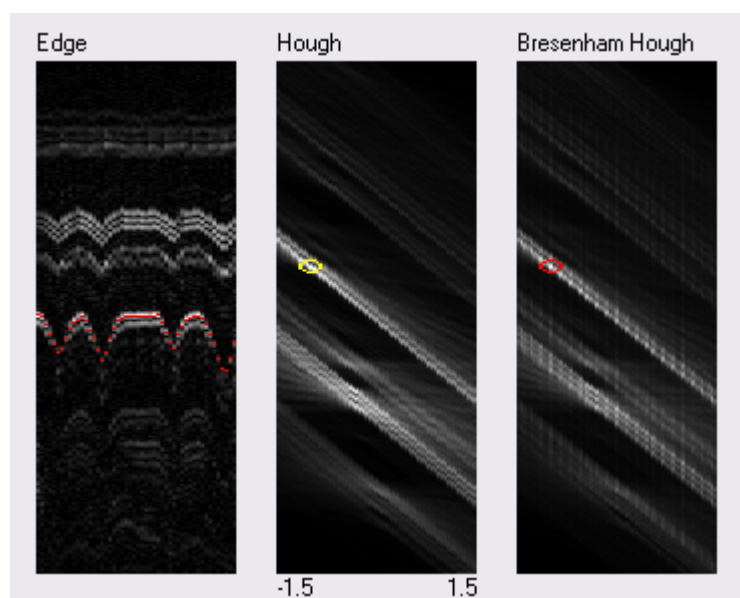


Figura 62. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham).

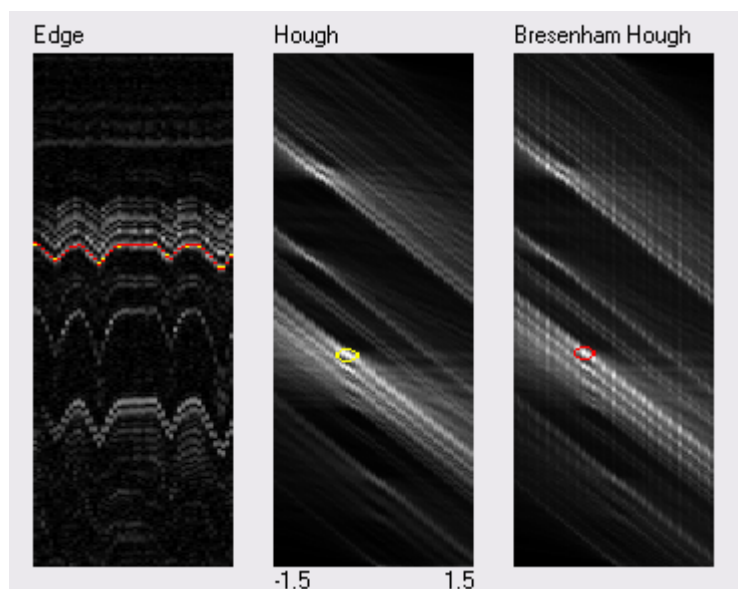


Figura 63. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham).

No caso da Figura 63, porém, há pequenas diferenças nos resultados obtidos, pois as funções de respiração encontradas não se sobrepõem totalmente. Isto provavelmente é decorrente de erros de aproximação. Há, ainda, em algumas combinações de plano vertical e função respiração base em que os resultados obtidos são completamente diferentes, como apresentado na Figura 64.

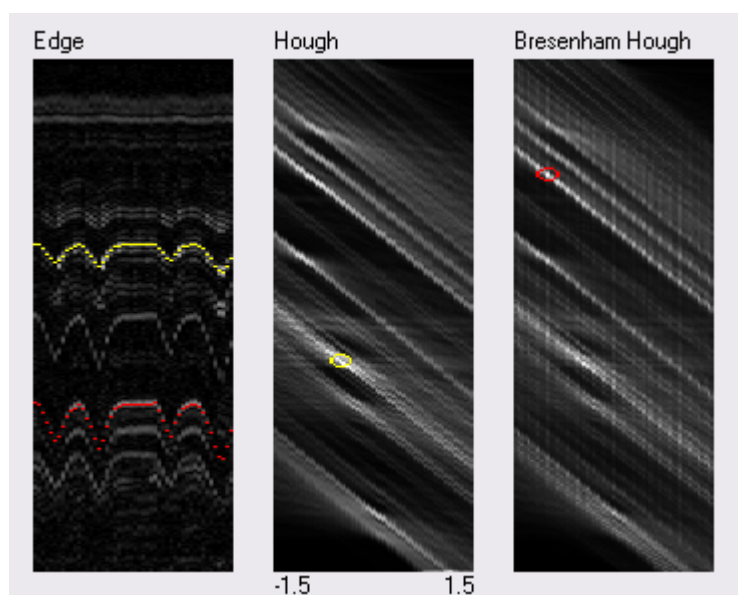


Figura 64. Funções de Respiração encontradas em pontos de máximos das imagens Hough (estudado e com Bresenham) – Resultados diferentes.

Quando os resultados diferem pouco entre si, podemos afirmar que provavelmente houve erro de arredondamento. Neste caso, porém, os resultados são completamente diferentes. E considerando as outras imagens, apresentadas nas Figuras 65 e 66, o resultado apresentado pela transformada de Hough pelo método de Bresenham parece ser mais coerente.

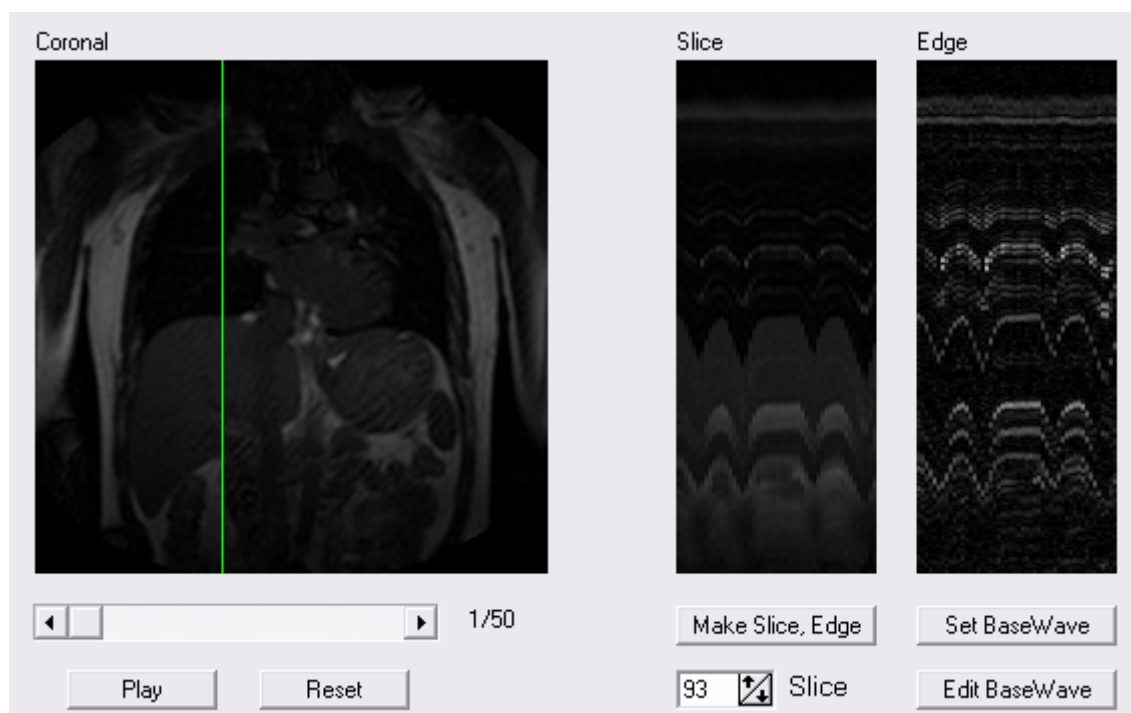


Figura 65. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham, com plano de corte 103 (Imagens de Entrada).

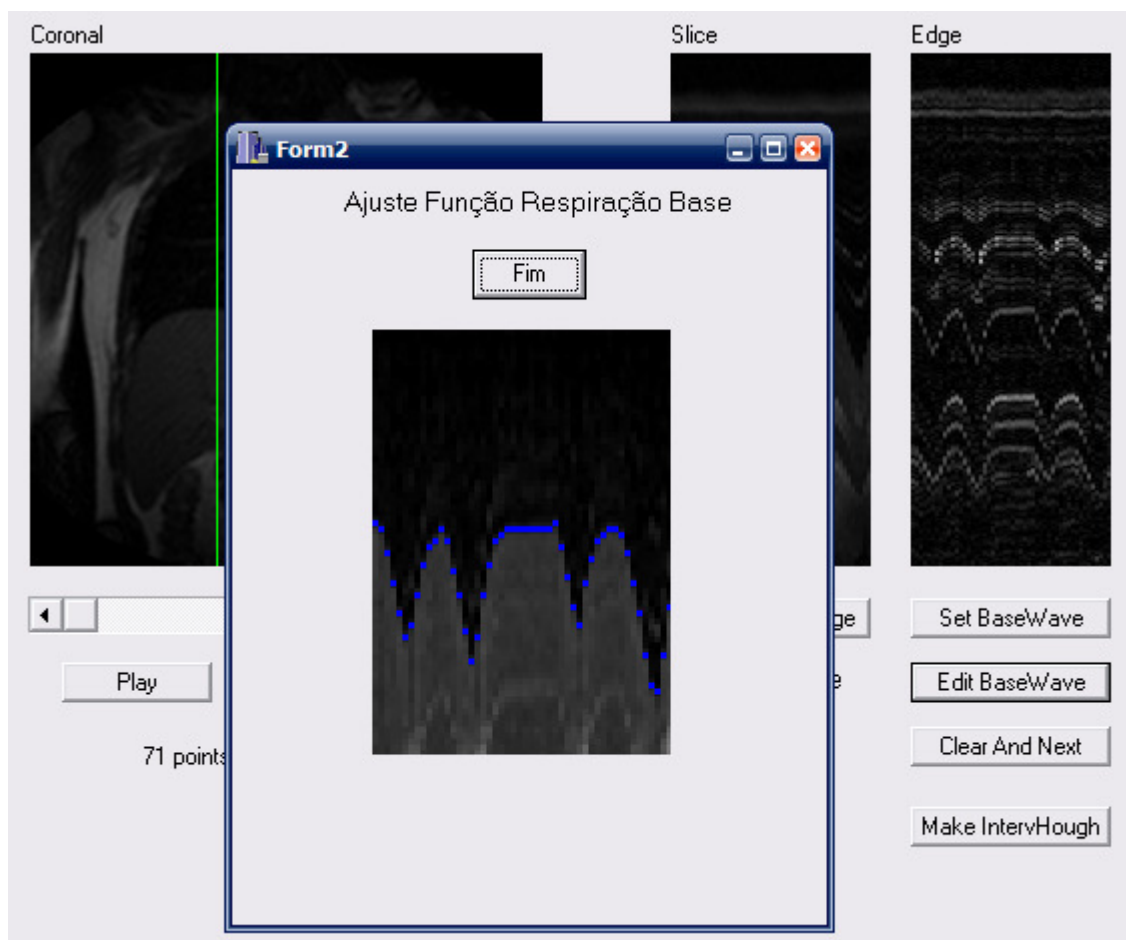


Figura 66. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham (Função de Respiração).

Apesar de neste caso a transformada de Hough que utilizava o método de Bresenham, isto não significa que este será o resultado sempre que ocorrer diferença nas funções de respiração encontradas. A Figura 67, a seguir, mostra um caso em que ocorre exatamente o contrário, isto é, a transformada de Hough utilizando o método estudado apresentou um resultado mais coerente.

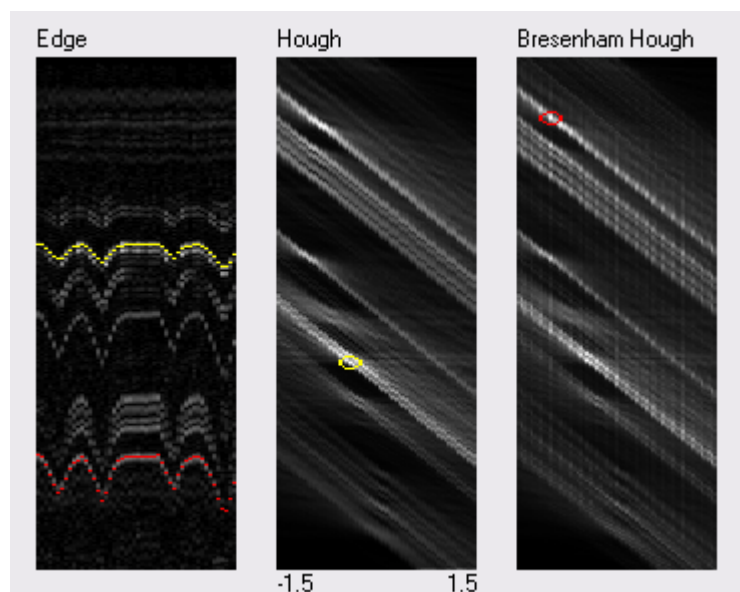


Figura 67. Comparação entre Funções de Respiração encontradas pelos dois métodos, estudado e com Bresenham (Imagens *Edge* e *Hough*).

Podemos também comparar os resultados destes dois métodos com o resultado do método que utiliza Aritmética Intervalar. Neste caso, a inversa representa uma região definida por duas funções de respiração, e não apenas uma única curva, como ilustrado na Figura 68. Assim, temos uma região de segurança onde sabemos que a função de respiração realmente se encontra. O tamanho desta região representa o erro acumulado nos cálculos realizados. Em outras palavras, quanto maior a distância entre as funções de respiração limites do intervalo, maior o erro, e vice-versa.

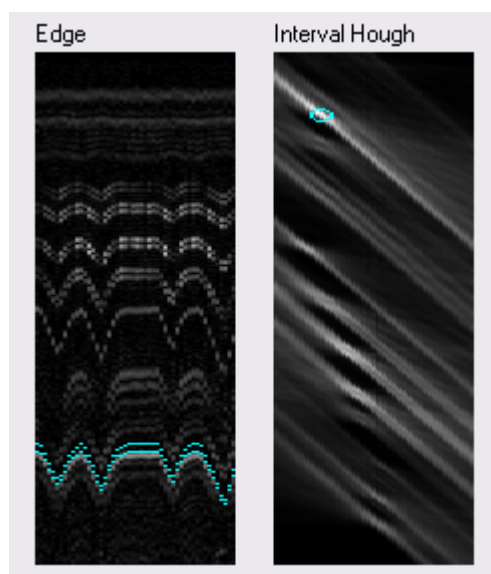


Figura 68. Função respiração encontrada pelo método que utiliza Aritmética Intervalar.

Ao se fazer a comparação, há três possibilidades de resultados. A Figura 69 representa o caso em que os resultados são semelhantes, isto é, ambos os métodos estudado e com Bresenham encontraram funções de respiração presentes na área interna encontrada pelo método utilizando Aritmética Intervalar. No segundo caso, ilustrado na Figura 70, a função respiração encontrada pelo método estudado não está dentro da área encontrada pelo método intervalar. Por fim, no terceiro caso, apresentado na Figura 71, o método com Bresenham não encontrou uma função respiração dentro da área encontrada pelo método intervalar. Assim, há casos em que o método estudado apresenta a função respiração correta e outros em que o método com Bresenham apresenta a correta. É possível também que ambos estejam corretos. Observa-se, ainda, que nas Figuras 69 a 71 os planos de corte e/ou as funções de respiração base são diferentes.

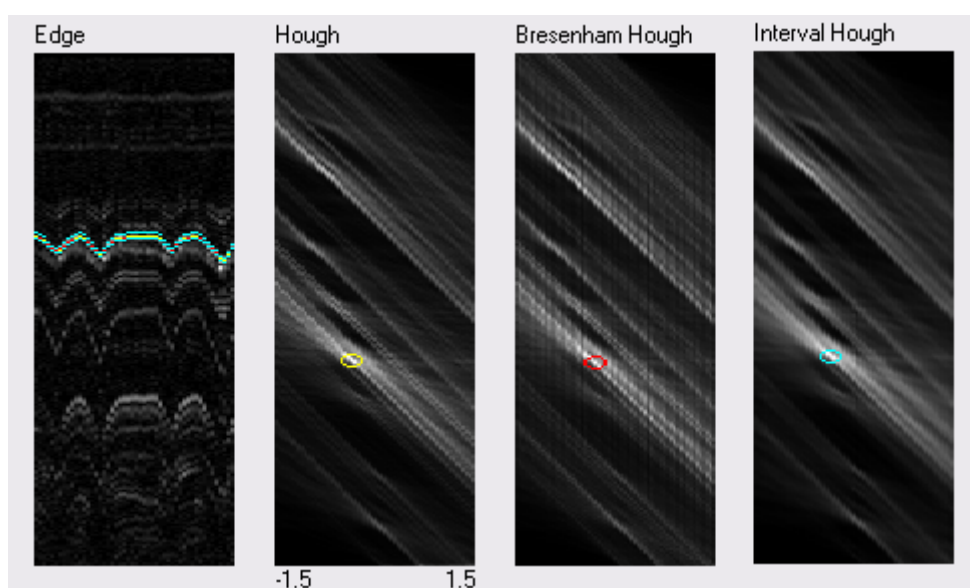


Figura 69. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Resultados semelhantes.

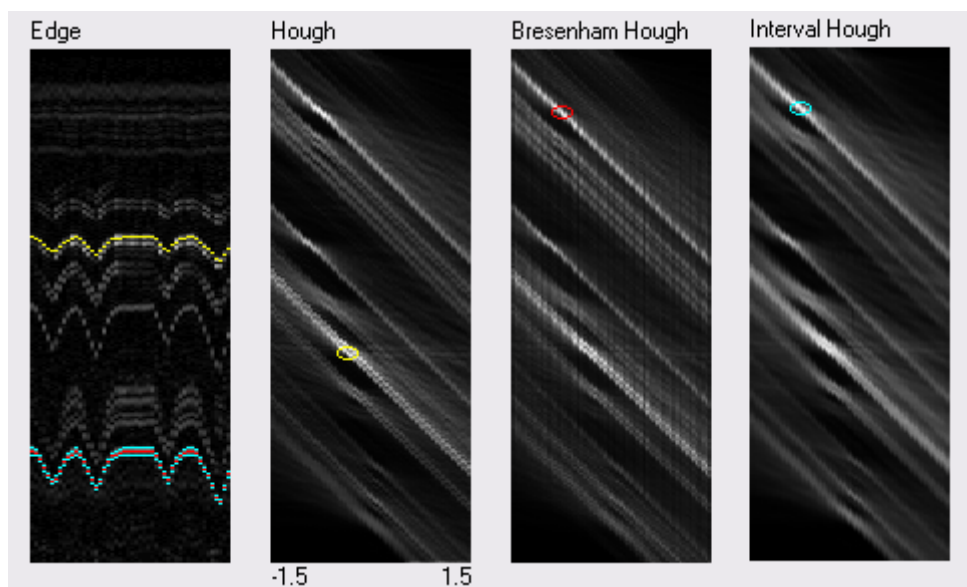


Figura 70. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Método estudado apresenta resultado diferente.

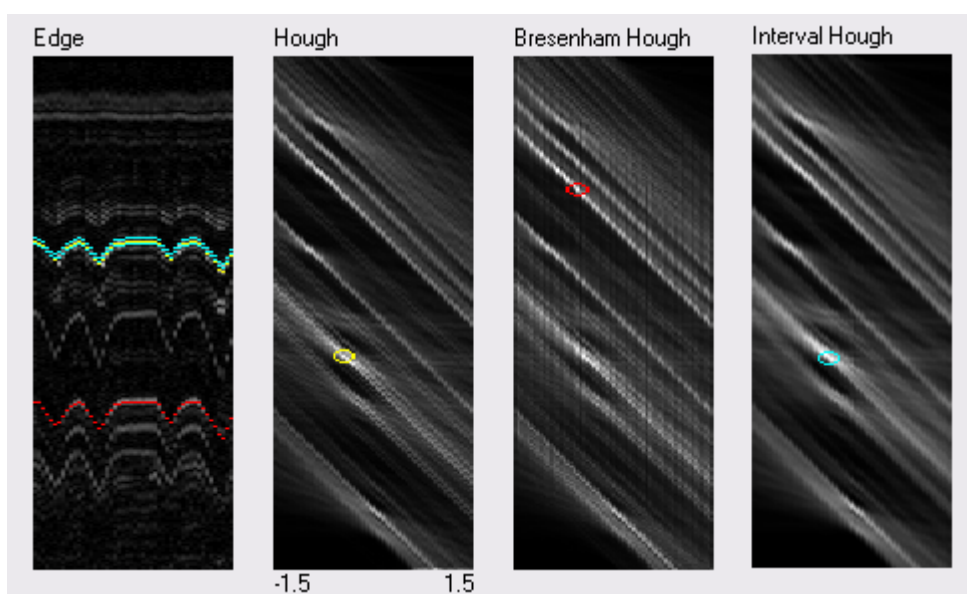


Figura 71. Comparação entre as funções de respiração encontradas pelos três métodos - Método com Bresenham apresenta resultado diferente.

Outro possível erro decorrente de truncamento e de imprecisões pode ser visto na Figura 71. A função respiração encontrada pelo método estudado não está totalmente dentro da região encontrada pelo método intervalar. Há pontos fora desta região, e isto poderá afetar a busca pelas funções de respiração seguintes.

3.3.1 Princípio da Não-Colisão

O princípio de não-colisão é baseado na hipótese feita no início do estudo de que todos os órgãos se movem sincronamente com o pulmão. Assim, se um órgão está acima de outro em uma imagem, ele deverá continuar acima deste por todas as outras imagens. Da mesma forma, estando o órgão abaixo de outro órgão em uma imagem, por todas as outras ele deverá continuar abaixo. Se isto não acontecesse, teríamos órgãos se atravessando, o que não ocorre na realidade.

Assim, temos que duas funções de respiração não se cruzam. Se uma função de respiração está acima, então o mínimo desta função de respiração está acima do mínimo da outra função e também seu máximo também está acima do máximo da outra função de respiração.

Se uma função de respiração está acima de outra no espaço de imagens, seus pontos de mínimo e de máximo também estão. E como explicado na seção sobre transformada de Hough, as retas duais destes dois pontos deverão estar abaixo do ponto dual da função de respiração. Da mesma forma, se os pontos de máximo e mínimo estiverem abaixo da função de respiração no espaço de imagens, as retas duais devem estar abaixo do ponto da função respiração.

Além disto, se o mínimo de uma função está acima da outra função respiração, então também está acima do mínimo desta função de respiração. E para que não haja intersecção entre as funções de respiração, o máximo da primeira função de respiração também deverá estar acima do máximo da segunda função de respiração. Assim, para não haver intersecção, ambos o máximo e o mínimo de uma dada função de respiração devem estar acima (ou abaixo) de ambos os máximo e mínimo de outra função de respiração.

A comparação agora passa a ser entre retas no espaço de Hough. As retas duais dos pontos de máximo e mínimo de uma função de respiração se cruzam no ponto dual da função de respiração. Consideremos, então, duas zonas no espaço de Hough, divididas pelo ponto de intersecção, dual da função de respiração encontrada. Na primeira zona, a reta de máximo está acima da reta de mínimo. Na segunda zona, a reta de máximo passa a estar abaixo da reta de mínimo. Lembrando que, no espaço de Hough, a função de respiração atua como coeficiente angular da reta. Assim, quanto maior o valor da função respiração, mais inclinada é a reta.

Na zona um, um ponto acima de ambas as retas representa uma função de respiração totalmente abaixo da função respiração encontrada, no espaço de imagens. Por outro lado, um ponto abaixo de ambas as retas significa uma função de respiração totalmente acima da função de respiração encontrada. Sobra, porém, uma região, a região entre ambas as retas. Um ponto nesta região está abaixo da reta de máximo e acima da reta de mínimo, ou seja, a função de respiração ali representada por este ponto tem máximo maior e mínimo menor do que os da função respiração encontrada. Para isto ocorrer, as funções de respiração teriam de se cruzar, o que não é permitido. Esta zona entre ambas as retas deve, então, não pode conter outra função de respiração. E o mesmo raciocínio se aplicar para a zona dois.

Assim, quando encontramos uma função de respiração através do ponto de máxima intensidade no espaço de Hough, para buscarmos a próxima função de respiração devemos não somente remover este ponto, mas também todas as retas que passam por ele. Estas retas são os duais dos pontos da função de respiração no espaço de imagens, e podemos remover todas utilizando o raciocínio da zona proibida explicado, isto é, entre as retas de máximo e mínimo não deve existir outra função respiração e, portanto, podemos remover esta região do espaço de Hough. No caso, isto é feito reduzindo a intensidade de cor dos pixels desta região para zero. Desta forma, podemos garantir que não haverá uma nova função de respiração que cruza uma função de respiração já encontrada.

Na Figura 72, o algoritmo encontra a primeira função de respiração. Na Figura 73, esta função já foi removida do espaço de Hough, assim como todas as retas que passam por ele. Além disso, já foi localizada a próxima função de respiração. E assim o algoritmo segue até encontrar todas as funções de respiração. As Figuras 72 a 101 apresentam as trinta primeiras funções de respiração encontradas.

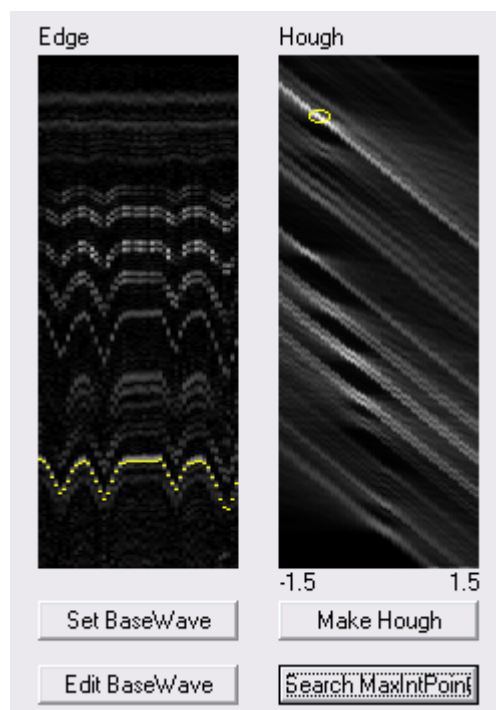


Figura 72. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 1.

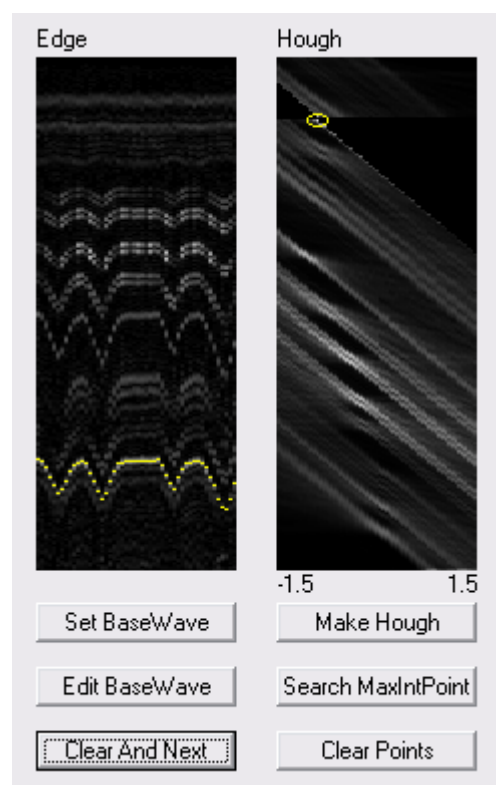


Figura 73. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 2.

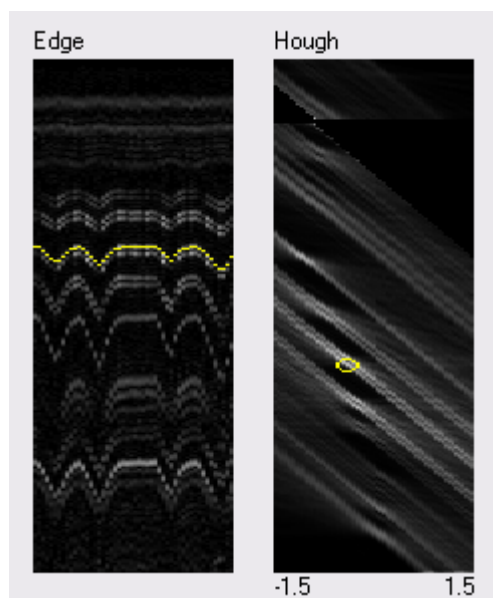


Figura 74. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 3.

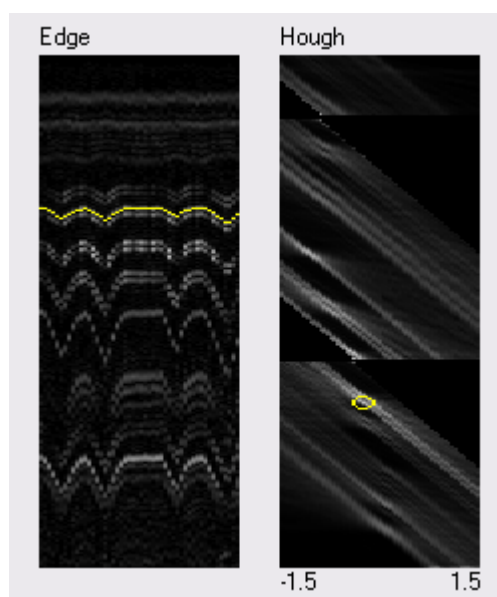


Figura 75. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 4.

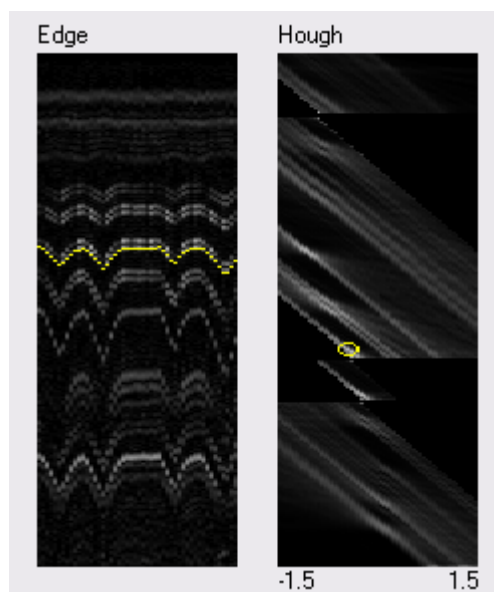


Figura 76. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 5.

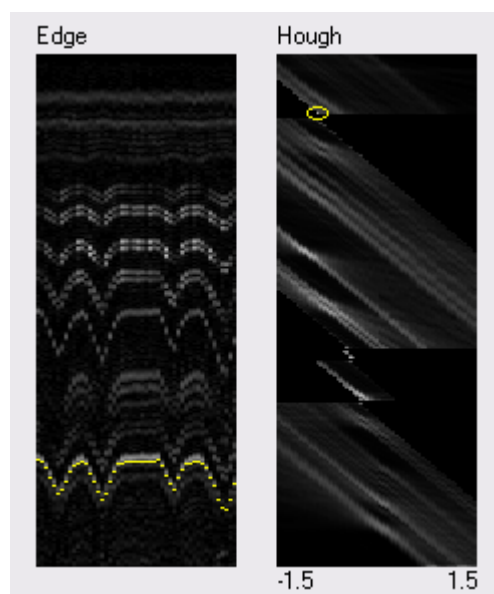


Figura 77. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 6.

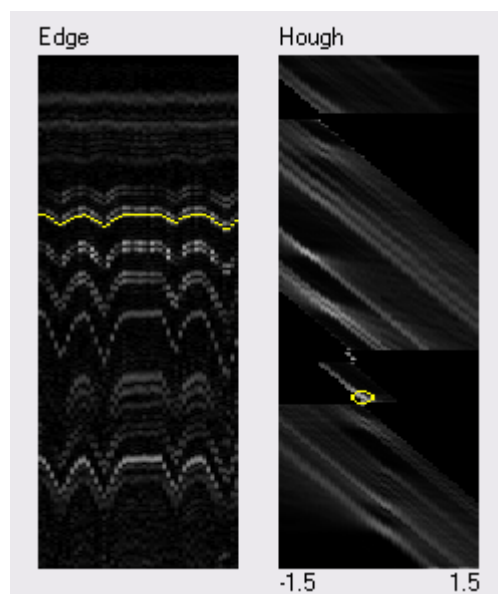


Figura 78. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 7.

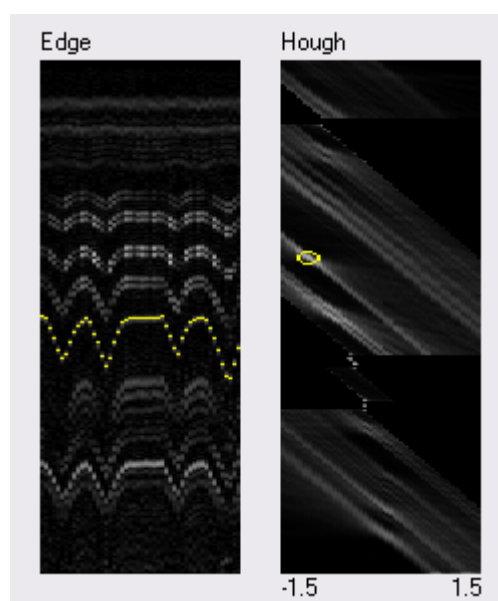


Figura 79. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 8.

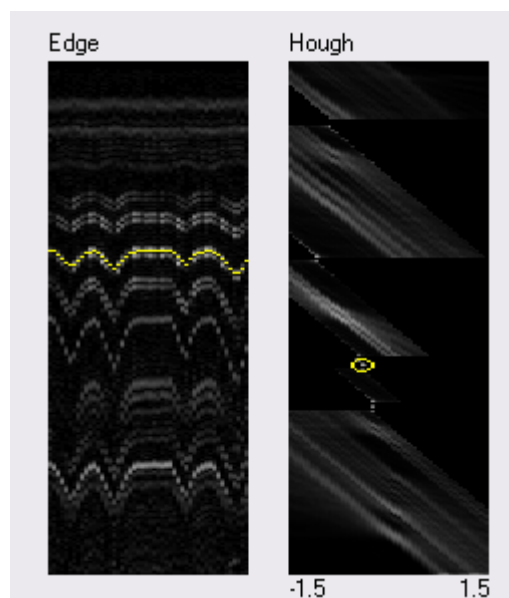


Figura 80. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 9.

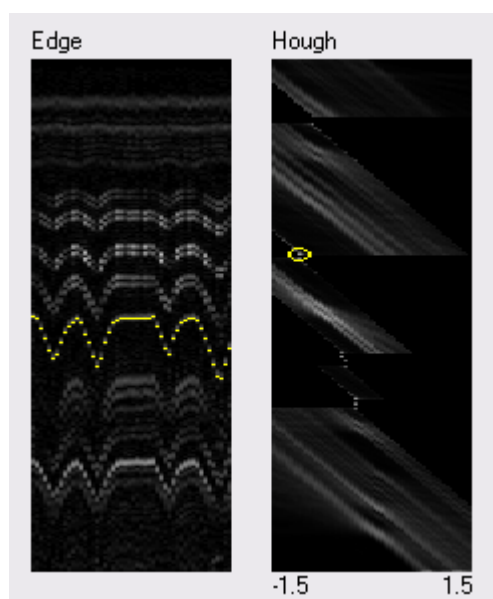


Figura 81. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 10.

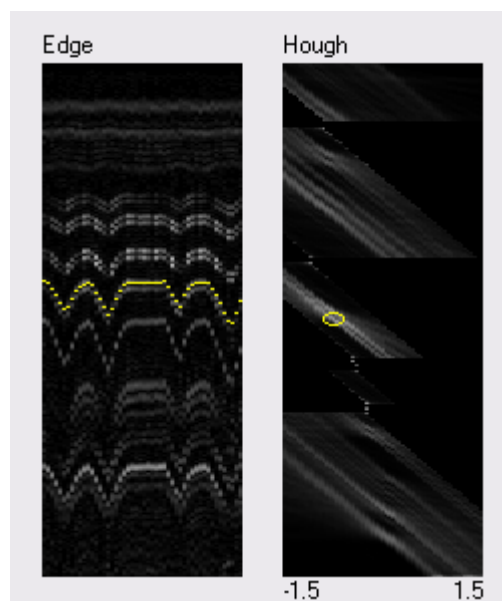


Figura 82. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 11.

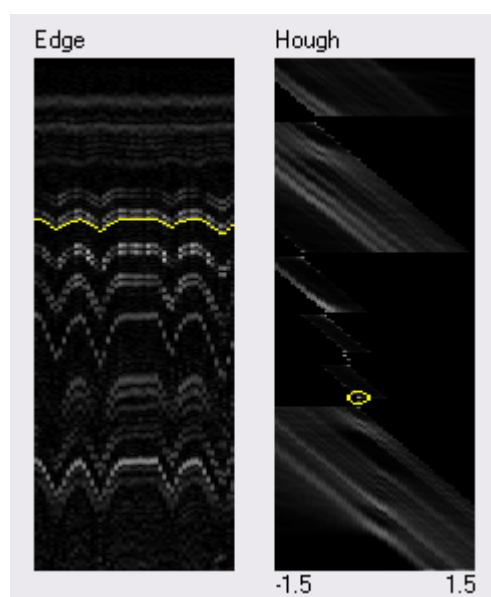


Figura 83. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 12.

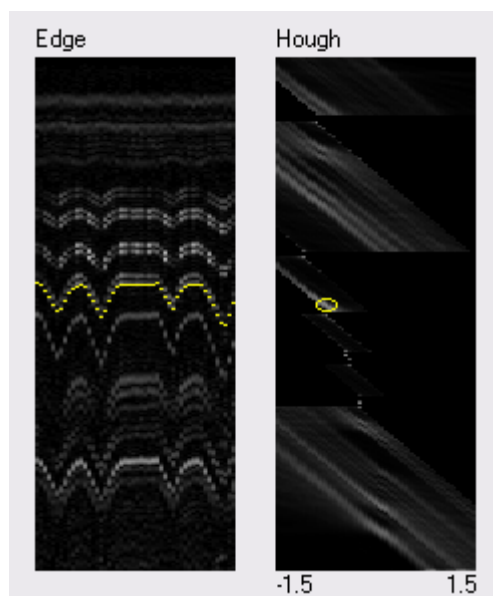


Figura 84. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 13.

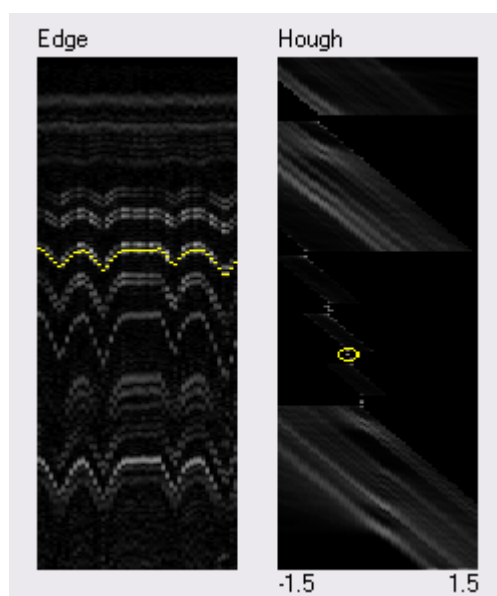


Figura 85. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 14.

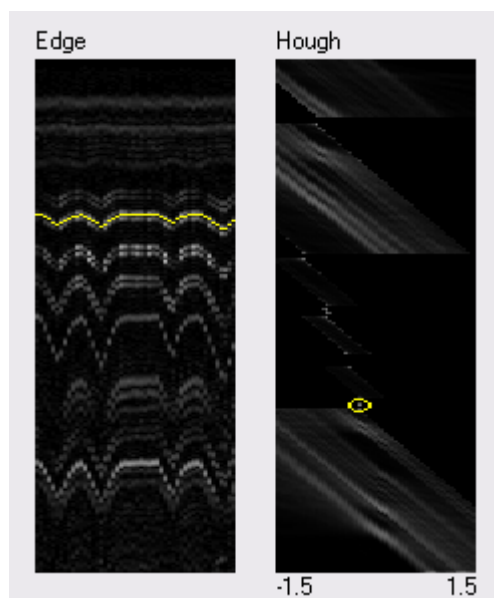


Figura 86. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 15.

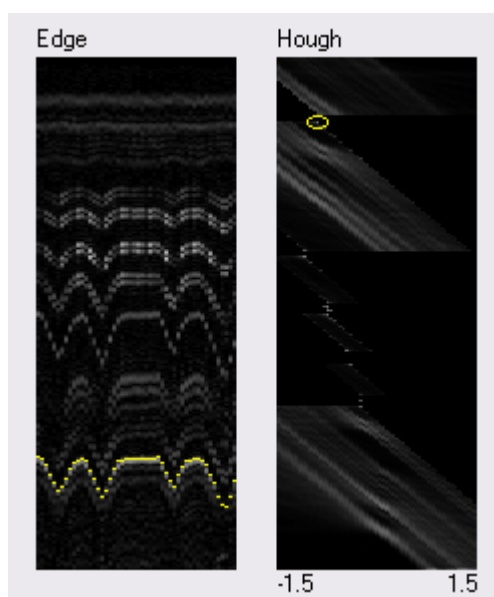


Figura 87. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 16.

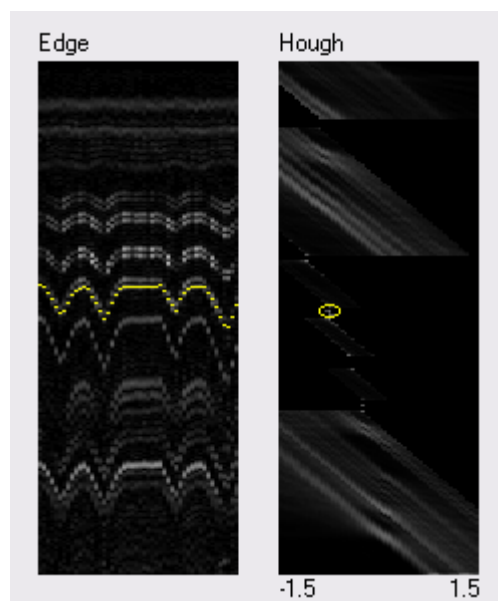


Figura 88. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 17.

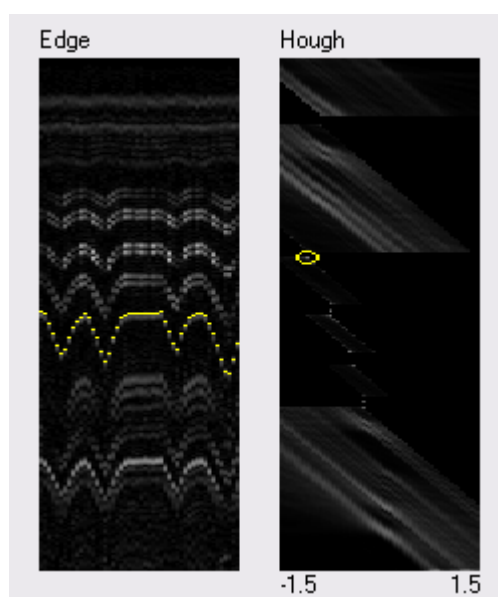


Figura 89. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 18.

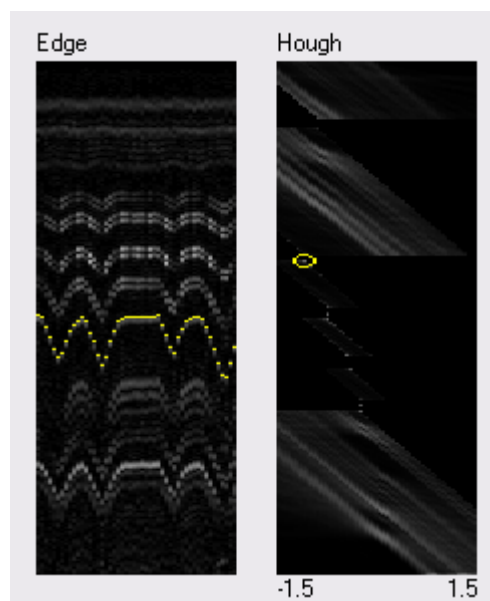


Figura 90. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 19.

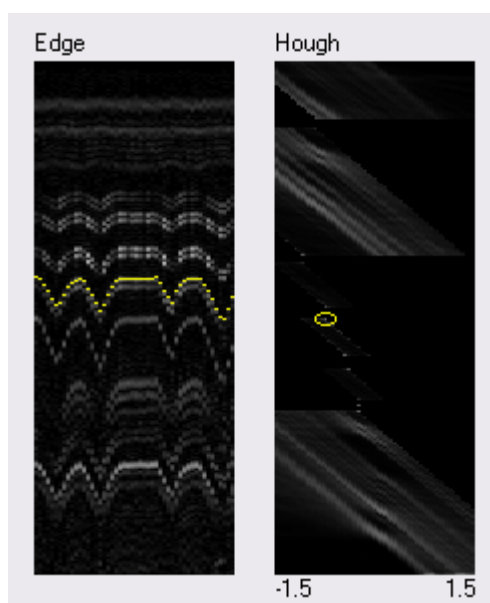


Figura 91. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 20.

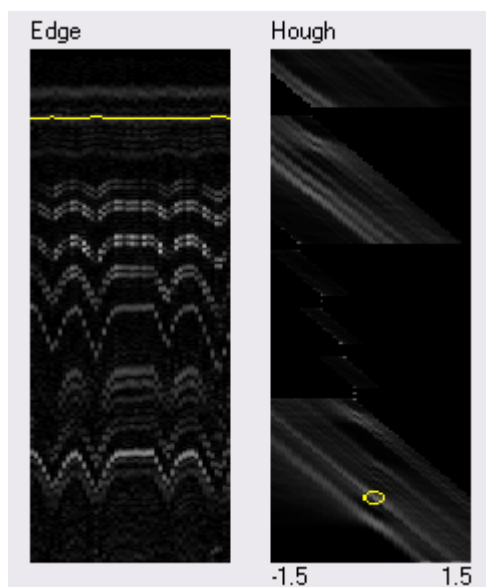


Figura 92. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 21.

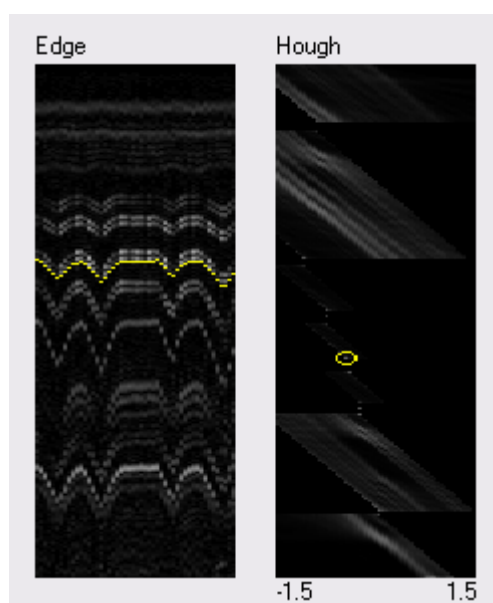


Figura 93. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 22.

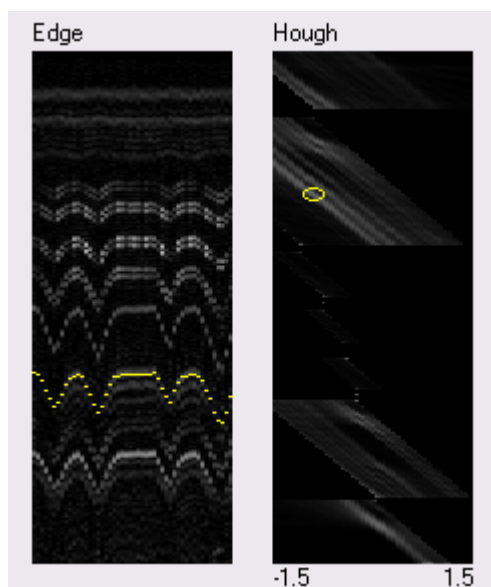


Figura 94. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 23.

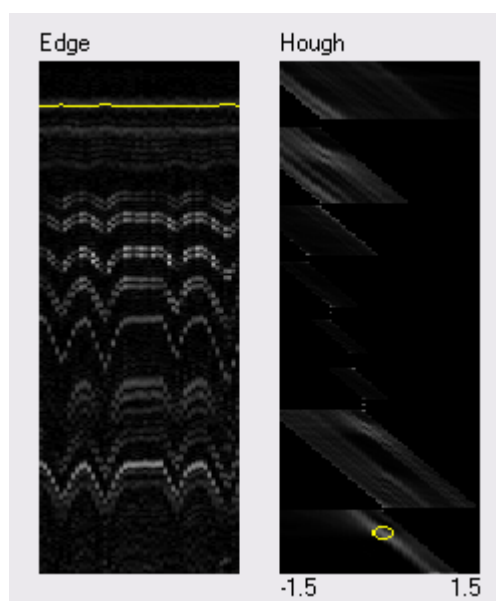


Figura 95. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 24.

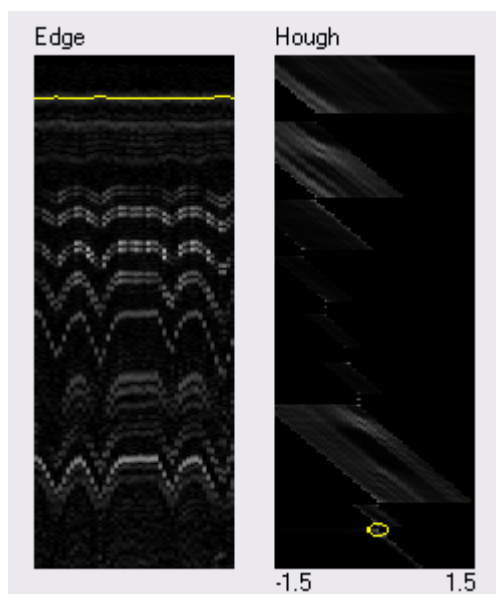


Figura 96. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 25.

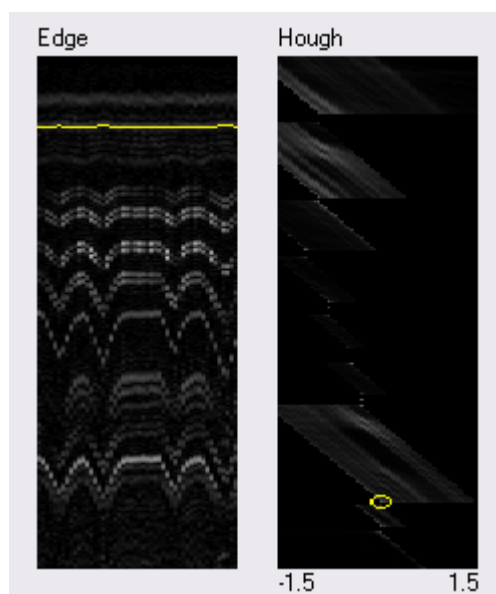


Figura 97. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 26.

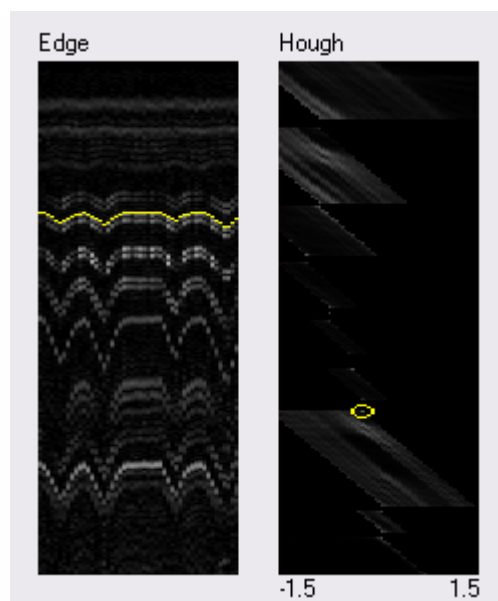


Figura 98. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 27.

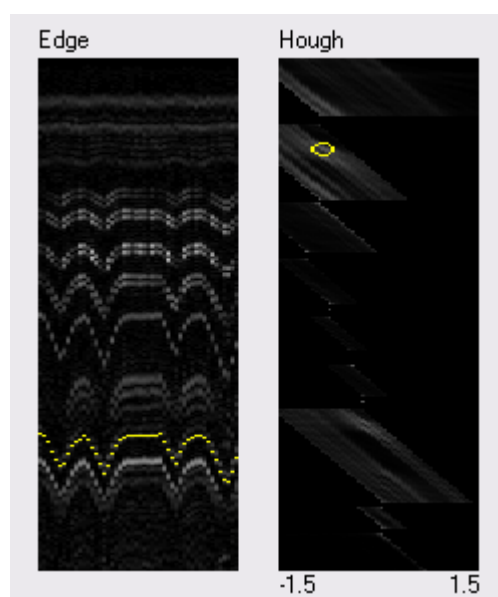


Figura 99. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 28.

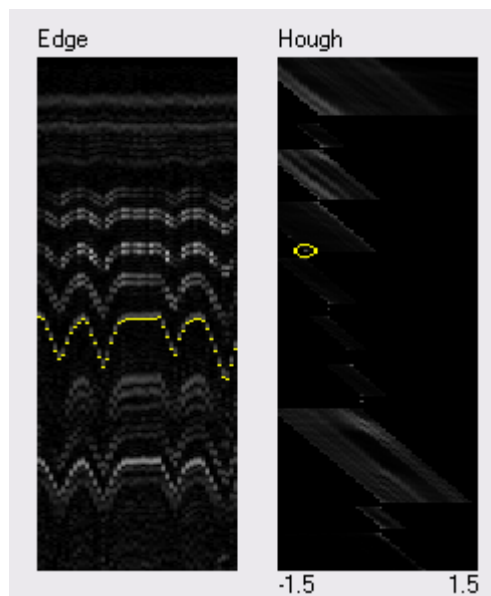


Figura 100. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado – Função Respiração encontrada número 29.

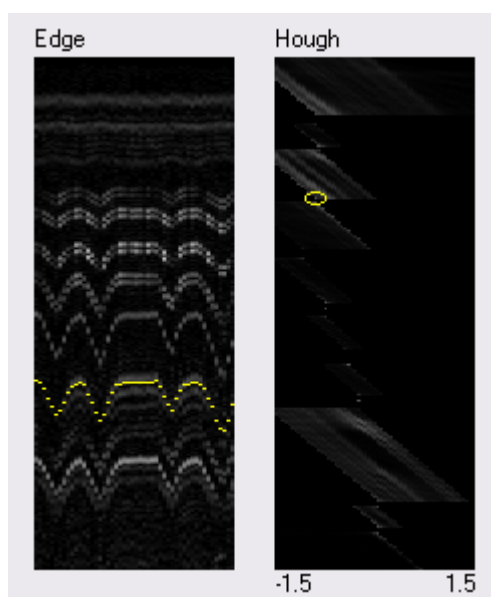


Figura 101. Transformada de Hough Inversa pelo método estudado - Função Respiração encontrada número 30.

No caso apresentado, o método foi capaz de encontrar as funções de respiração de forma adequada. Porém, como já mencionado, há problemas de imprecisões em cálculos e valores discretos. O erro pode acontecer tanto na Transformada de Hough, durante a criação da imagem *Hough*, ou mesmo na Transformada de Hough Inversa, durante a determinação da função de respiração. A Figura 102 apresenta um exemplo disto.

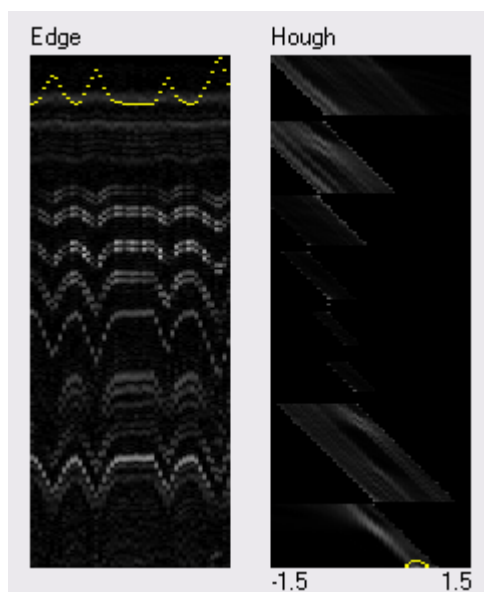


Figura 102. Função de respiração encontrada incorreta.

Sabemos que a imagem *Hough* gerada pela Transformada de Hough utilizando Aritmética Intervalar possui erros menores do que a gerada pelo método estudado. Assim, podemos, também, calcular as funções de respiração através desta outra imagem. As Figuras 103 a 132 a seguir demonstram tal procedimento e apresentam as trinta regiões onde se encontram as trinta primeiras funções de respiração.

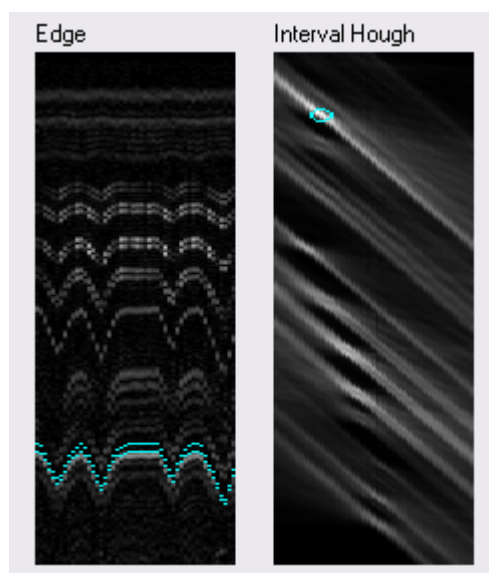


Figura 103. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 1.

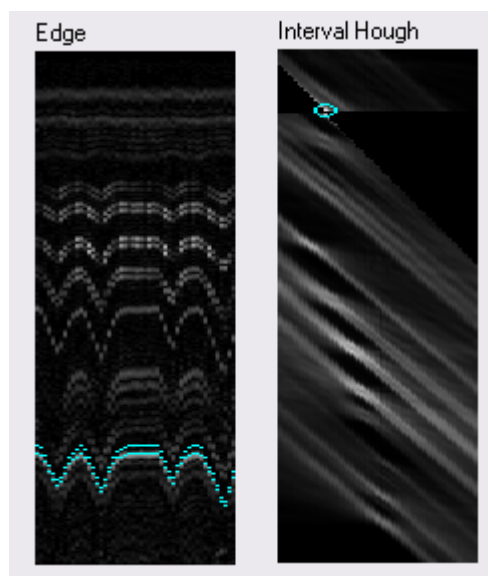


Figura 104. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 2.

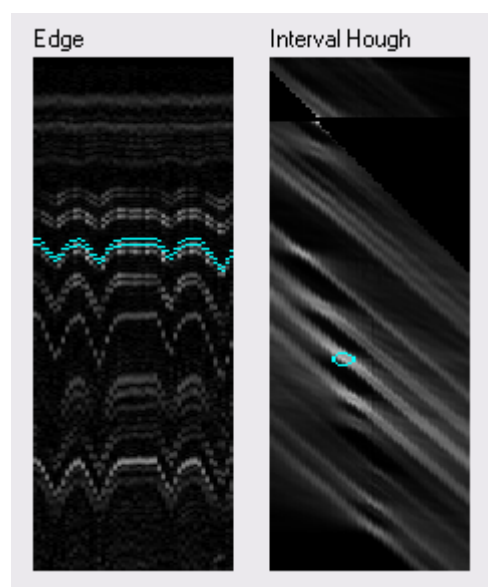


Figura 105. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 3.

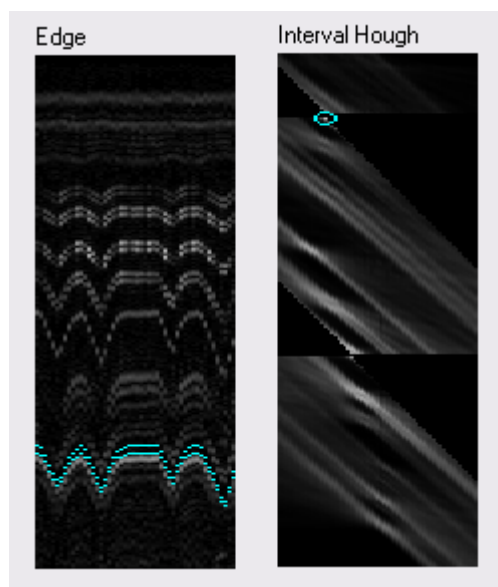


Figura 106. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 4.

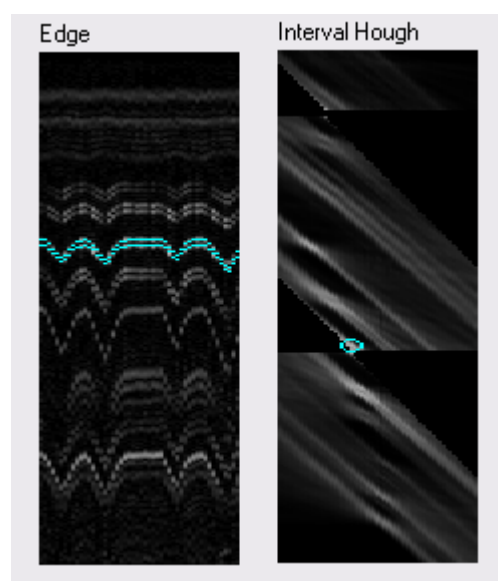


Figura 107. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 5.

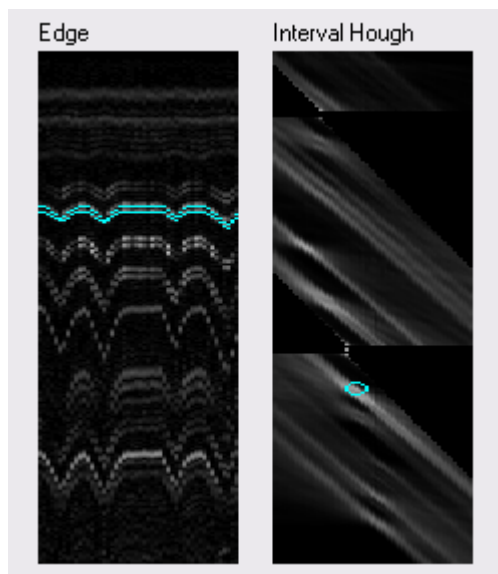


Figura 108. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 6.

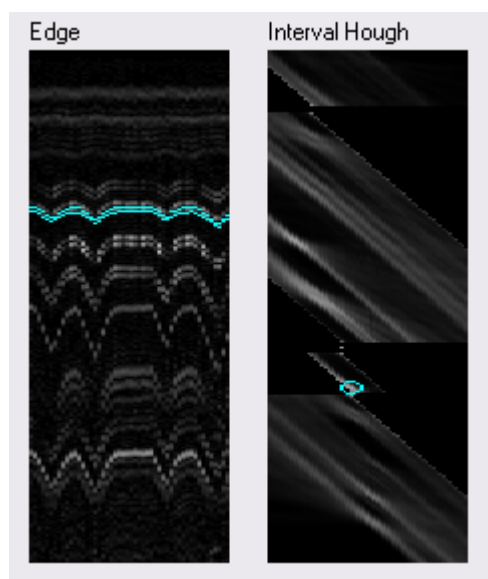


Figura 109. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 7.

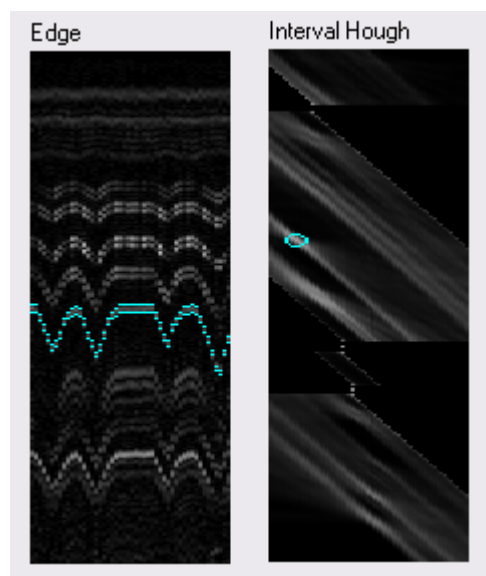


Figura 110. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 8.

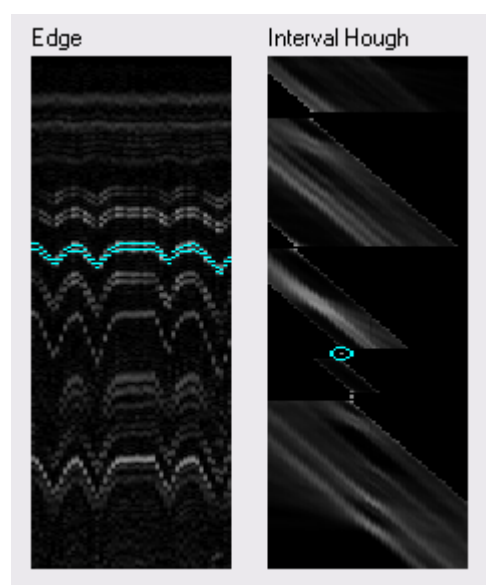


Figura 111. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 9.

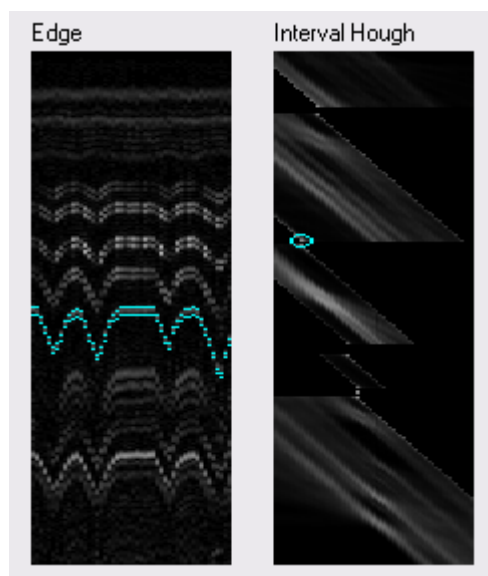


Figura 112. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 10.

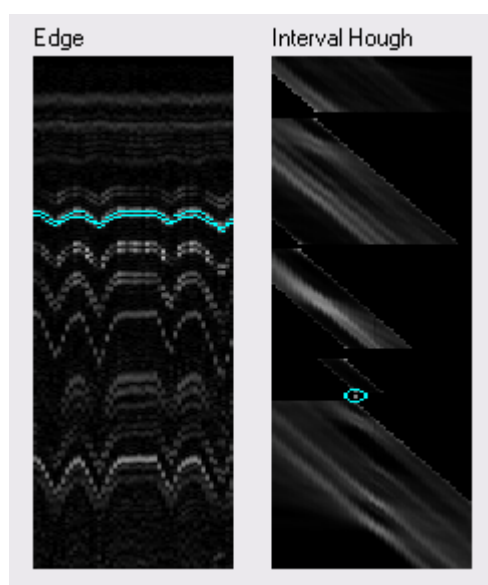


Figura 113. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 11.

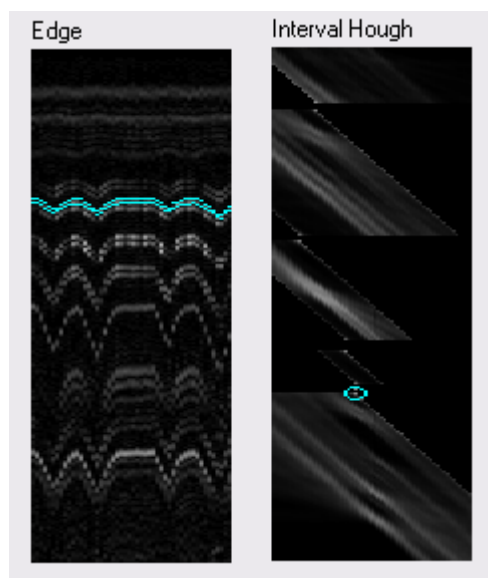


Figura 114. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 12.

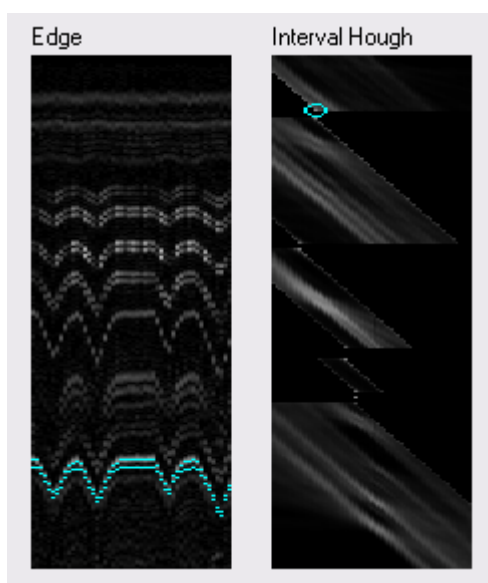


Figura 115. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 13.

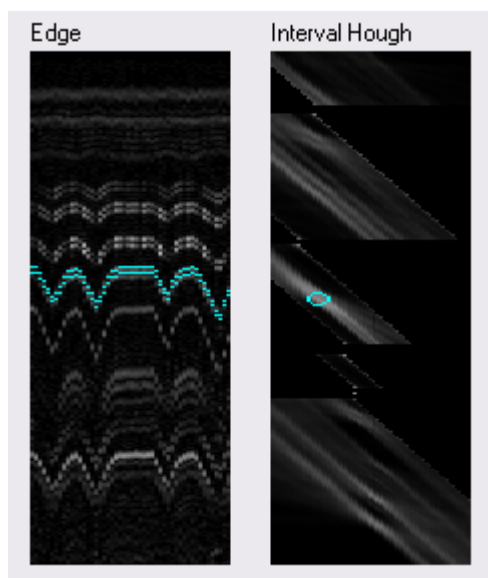


Figura 116. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 14.

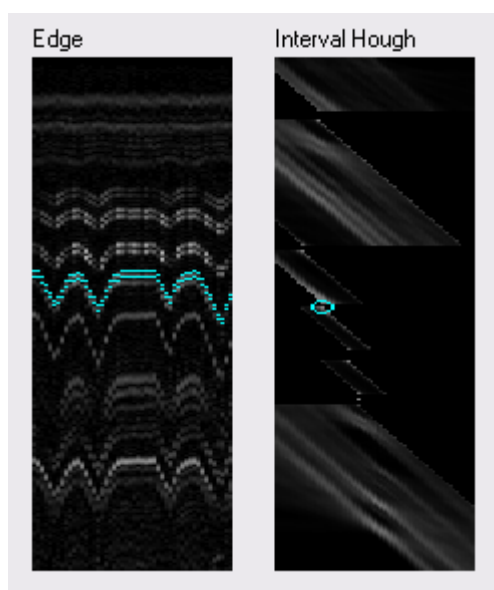


Figura 117. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 15.

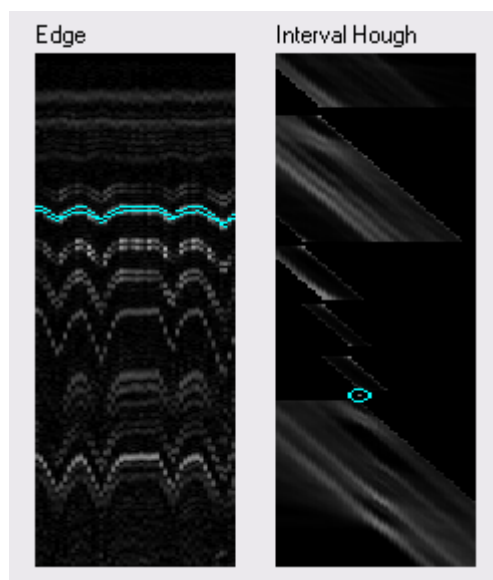


Figura 118. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 16.

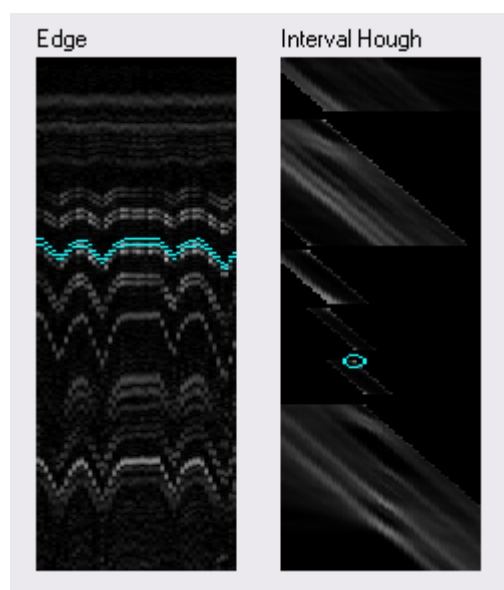


Figura 119. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 17.

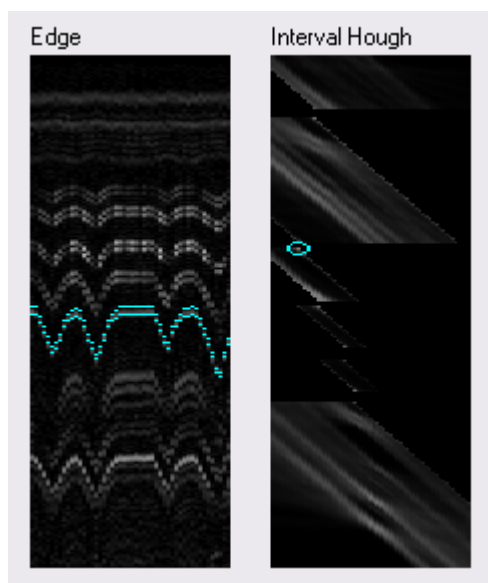


Figura 120. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 18.

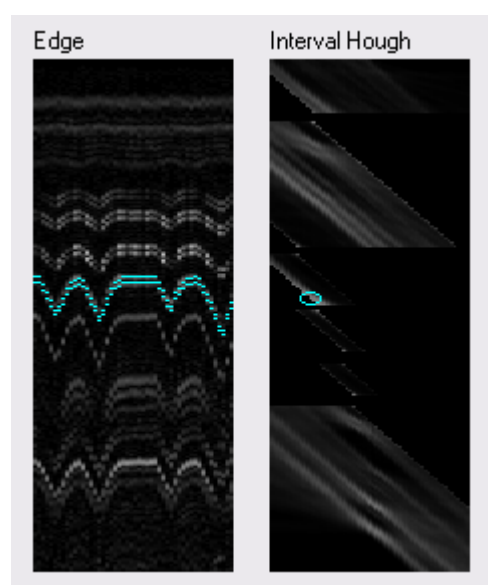


Figura 121. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 19.

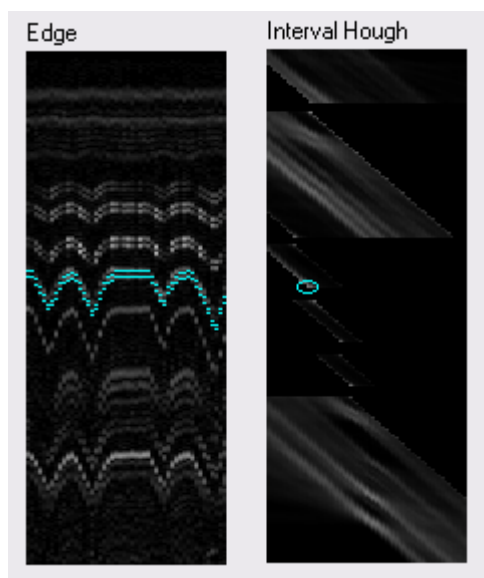


Figura 122. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 20.

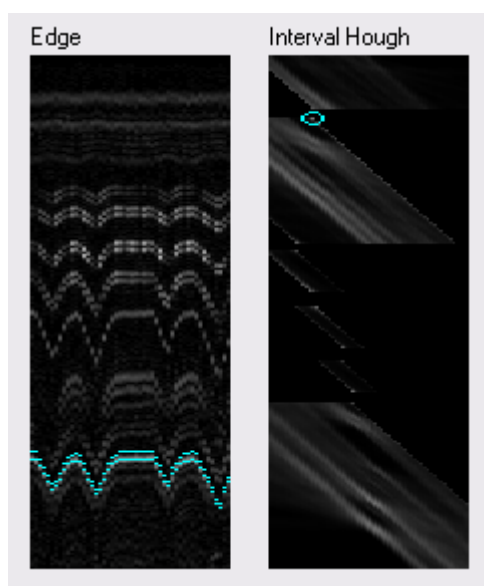


Figura 123. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 21.

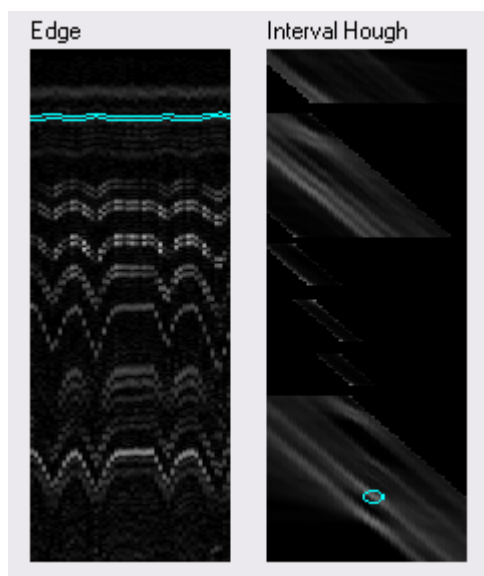


Figura 124. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 22.

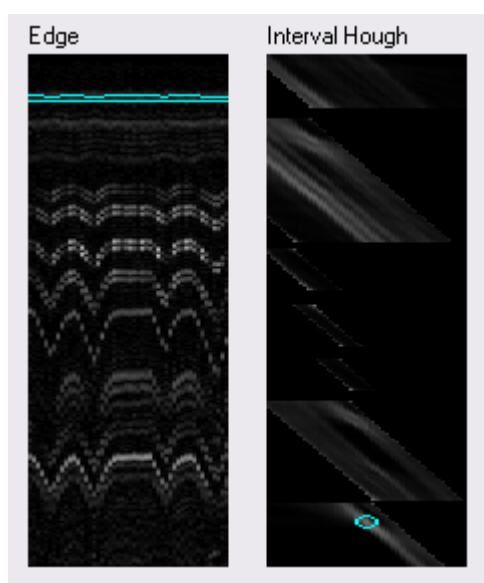


Figura 125. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 23.

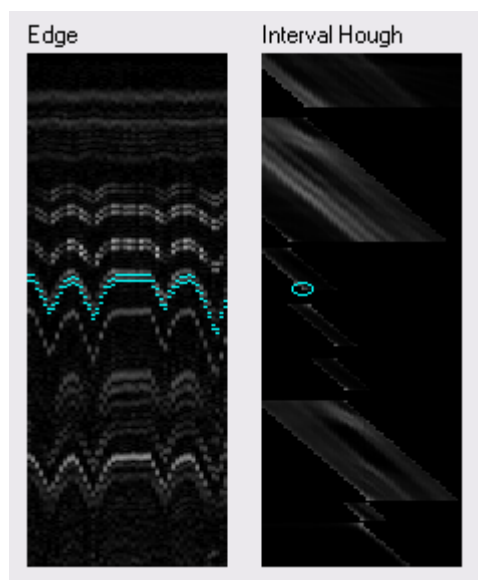


Figura 126. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 24.

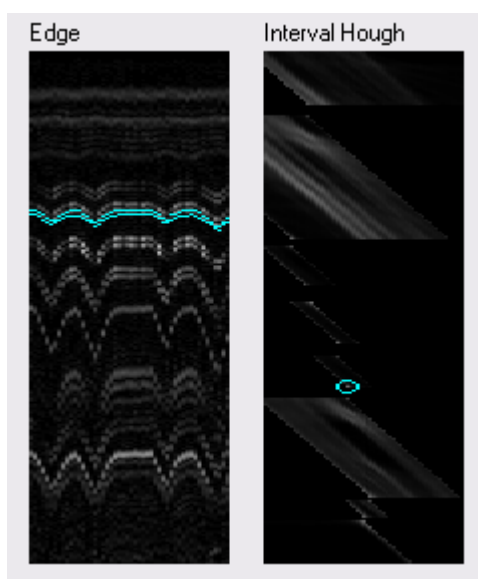


Figura 127. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 25.

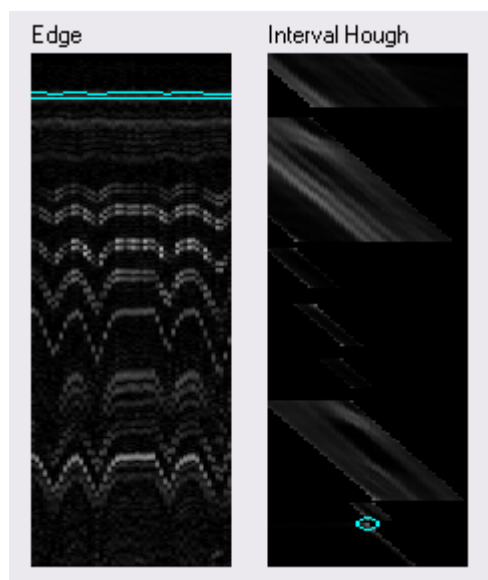


Figura 128. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 26.

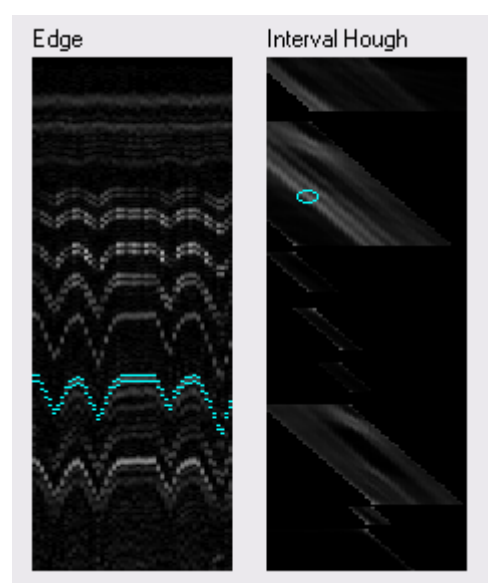


Figura 129. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar – Função Respiração encontrada número 27.

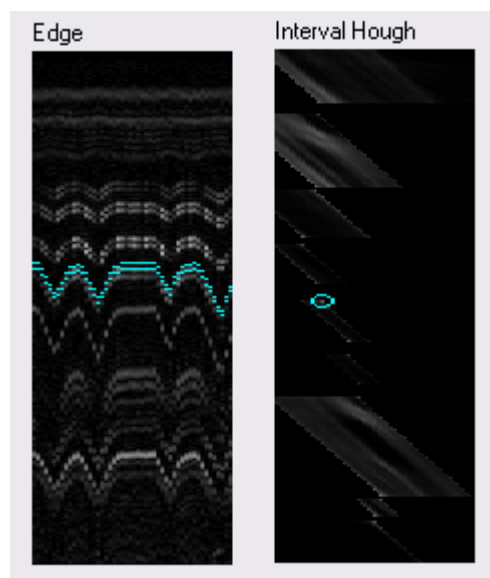


Figura 130. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 28.

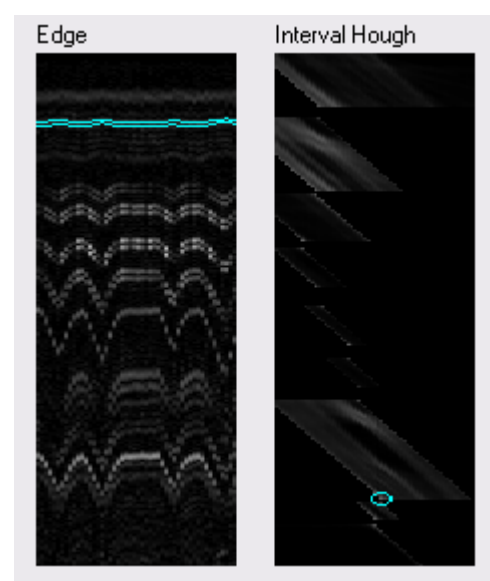


Figura 131. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 29.

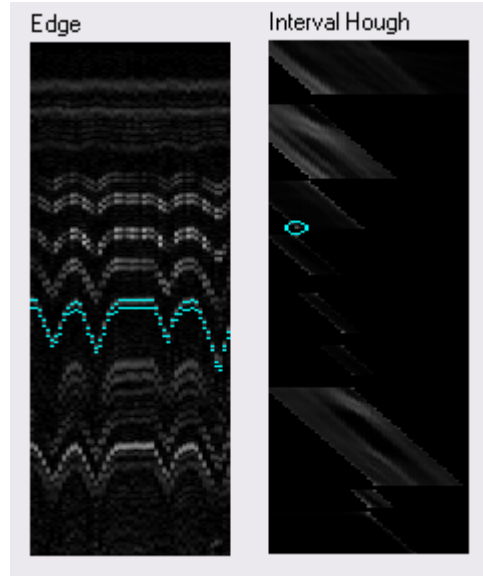


Figura 132. Transformada de Hough Inversa utilizando Aritmética Intervalar - Função Respiração encontrada número 30.

De fato, utilizando a Aritmética Intervalar, não foi encontrado nenhuma função de respiração incorreta nos testes realizados.

3.4 Determinação de Ângulo e Escala para Função Respiração

Um ponto do pulmão não possui movimento apenas em um plano vertical. O pulmão se expande, como uma bexiga, em todas as direções. Assim, seus pontos também se movimentam em todas as direções, não apenas na vertical. O objetivo desta nova análise é determinar, além da função respiração escalada, o ângulo do plano de movimento de cada ponto do pulmão.

Neste método, é realizada uma varredura angular e de escala à partir de um ponto. Dado um ponto, realiza-se uma interpolação linear deste com o ponto na mesma altura, porém no extremo da imagem. Esta reta interseccionará o VET com um ângulo com a horizontal, e formará uma nova imagem. Desta nova imagem, retira-se os pontos com as coordenadas definidas pela função respiração escalada. Utiliza-se de várias escalas. Destes pontos, a média, o desvio padrão e a função estimativa serão calculados. A função estimativa é dada por [2]:

$$E(\varphi, \zeta) = 0.9^\zeta \left(1 - \frac{S(\varphi, \zeta)}{3 \cdot A(\varphi, \zeta)} \right) \quad (20)$$

Em que φ é o ângulo do plano de corte com a horizontal, que será calculado, ζ é a escala utilizada, S é o desvio padrão dos pontos tomados e A é a média dos mesmos pontos. Os valores dos pontos são representados pelas suas intensidades.

A Figura 133, abaixo, ilustra o procedimento.

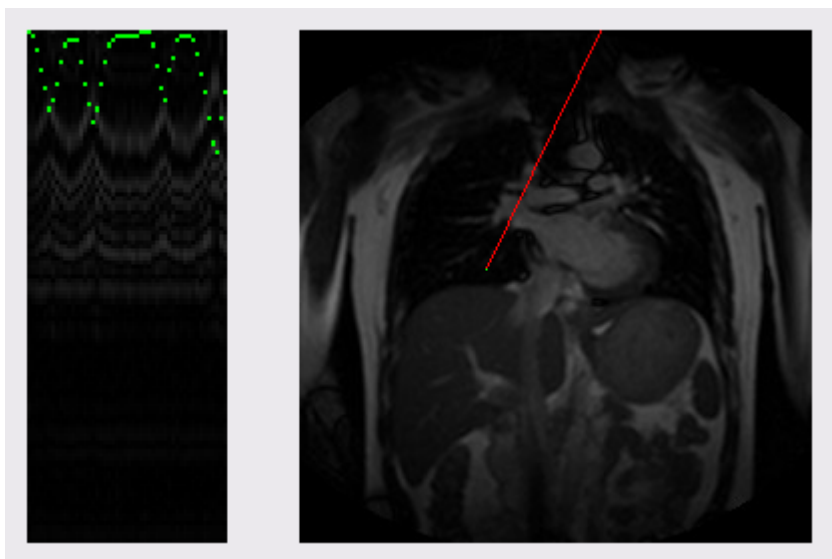


Figura 133. Busca da Função Respiração escalada em plano inclinado qualquer.

O par ângulo-escala que possui o maior valor para a função estimativa é o que possui a maior probabilidade de representar o movimento real daquele ponto do pulmão.

3.4.1 Utilizando a Aritmética Intervalar

Ao se definir a função respiração, a imagem de expiração, ou seja, em que o pulmão está mais comprimido, é apresentada ao usuário. Nela, pode-se escolher qualquer ponto desejado. É necessário que seja a imagem de expiração porque a função respiração será alinhada com o ponto escolhido. Dado um ponto, o algoritmo percorre todos os pontos da borda da imagem. Assim, os 360° são percorridos para o ângulo, e a escala varia de 0 a 1.5, com precisão de cento e vinte e um pontos.

Ao se definir dois pontos, pode-se gerar um plano de corte definido pela reta que liga ambos os pontos. Esta reta possui um ângulo com a horizontal (eixo x) que pode ser calculado e, portanto, toda a análise neste plano de corte é definida por este ângulo. Como afirmado anteriormente, na imagem auxiliar gerada sobrepõe-se

a função respiração escalada e retiramos a intensidade dos pixels sobrepostos. Com estes, calculamos a média, o desvio padrão e a função estimativa. Os valores são armazenados em matrizes que serão normalizadas e apresentadas como imagens.

Na imagem de estimativa, pode-se conferir os pares ângulo-escala que melhor representam o movimento daquele pixel, nas regiões mais claras.

A aritmética intervalar é utilizada no cálculo do ângulo. Os dois pontos da reta podem ser definidos como regiões quadradas. As duas coordenadas do pixel (x , y) possuem a mesma largura de intervalo. Assim, há infinitas retas que podem ligar os dois pontos. Utilizando a aritmética intervalar, porém, é fácil encontrar as duas retas que possuem o maior e o menor ângulo, pois serão representadas pelos extremos do intervalo resultante no cálculo. Observa-se que a horizontal é considerada como sempre correta.

Dadas as coordenadas intervalares dos pontos $([x_{1,\min}, x_{1,\max}] [y_{1,\min}, y_{1,\max}])$ e $([x_{2,\min}, x_{2,\max}] [y_{2,\min}, y_{2,\max}])$, temos que a tangente dos ângulos das retas que passam por estes pontos é $[tg\alpha] = \frac{[y_{2,\min}, y_{2,\max}] - [y_{1,\min}, y_{1,\min}]}{[x_{2,\min}, x_{2,\max}] - [x_{1,\min}, x_{1,\max}]}$, ou seja, também um intervalo, que possui máximo e mínimo. Pode-se, então, calcular o intervalo de ângulos das retas que passam por ambos os pontos.

As Figuras 134 e 135 exemplificam os resultados obtidos. Nas imagens estão indicadas a posição do ponto de análise, as imagens *Average*, que representa a média obtida em cada plano e escala, *Std Deviation*, que representa o desvio padrão, e *Estimation*, que representa o valor da expressão de estimativa. Indicado, também, o ponto de máximo nesta última imagem, e os conseqüentes valores de escala e ângulo da função respiração para aquele ponto de análise.

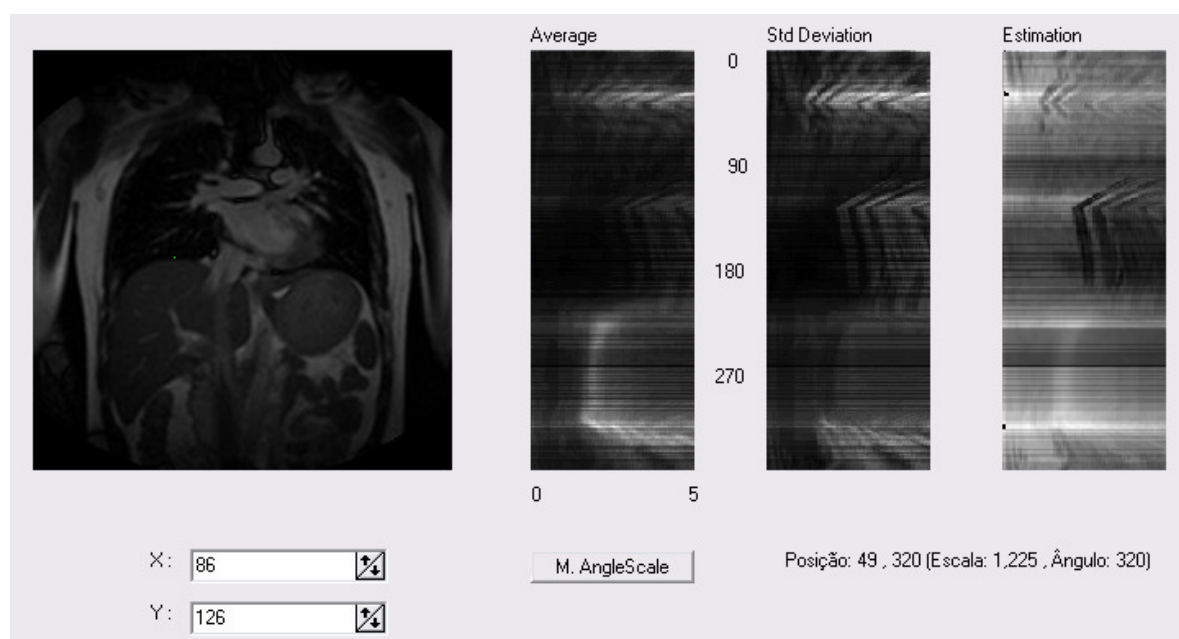


Figura 134. Resultado da busca por escala e ângulo para o ponto (86, 126).

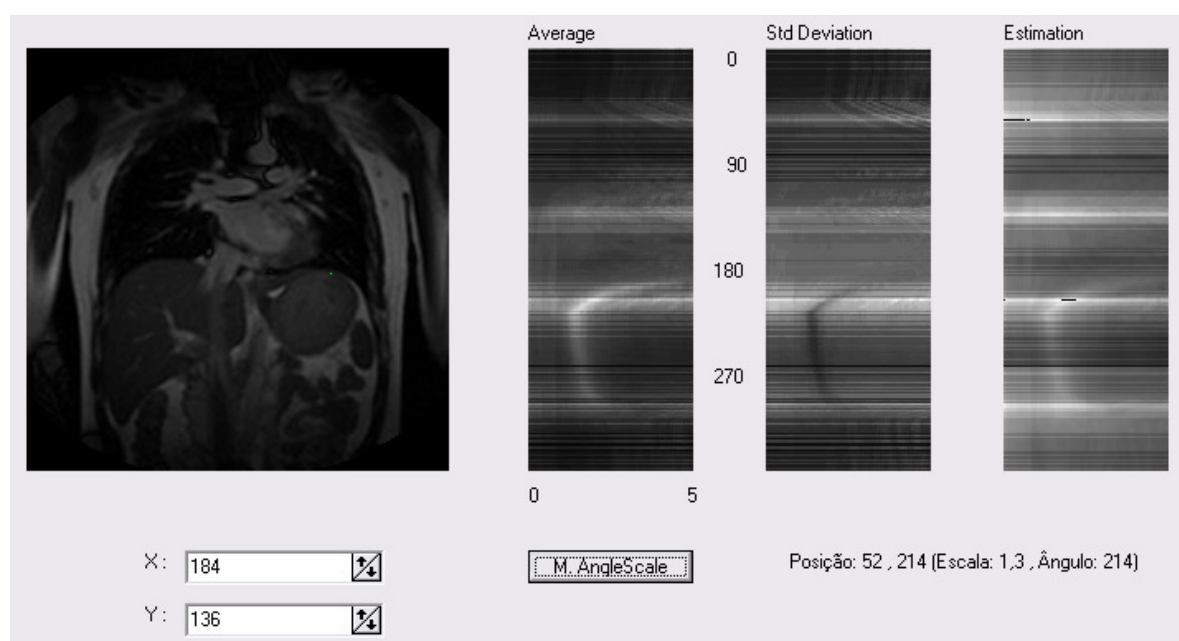


Figura 135. Resultado da busca por escala e ângulo para o ponto (184, 136).

4 CONCLUSÃO

O primeiro método estudado é capaz de encontrar as funções de respiração na maioria dos casos, mas possui problemas de imprecisões. Pode ser aplicado se em conjunto com outro método com o qual se possa confrontar os resultados. Porém, foi muito importante por introduzir idéias e conceitos explorados nos outros métodos.

O método que utiliza interpolação linear de Bresenham foi proposto para tentar garantir que a geração da imagem *Hough* fosse feita de forma mais precisa. Afinal, poderíamos garantir que a reta dual neste espaço fosse a mais próxima de uma reta real possível. Porém, o algoritmo continuou apresentando erros quando se utilizava um número pequeno de pontos para a largura do espaço de Hough. Tal problema poderia ser minimizado aumentando o número de pontos, mas o custo computacional passou a aumentar de forma mais acentuada do que o ganho obtido.

O método que utiliza a Aritmética Intervalar foi o que apresentou os melhores resultados, como previsto. Sua imagem *Hough* gerada possui uma suavidade que só pode ser obtida pelo método que utiliza interpolação linear de Bresenham quando este usava um número elevado de pontos para a criação das retas. Além disso, podemos verificar os erros pela largura das regiões de função respiração encontradas. Estes, podemos dizer que estão minimizados, pois foram todos considerados tanto na Transformada de Hough quanto na sua inversa, e não se acumulam como nos casos dos outros métodos. Podemos dizer que o objetivo da análise foi atingido, com relação aos erros.

A função de respiração pode ser encontrada tanto em planos verticais, para serem utilizadas em conjunto com cortes de direções diferentes, quanto em planos diversos. O segundo método analisado pode substituir o primeiro se não se considerar direções diferentes para os planos de imagens. Ambos, porém, podem determinar as funções de respiração em todos os pontos do pulmão, para serem utilizadas na criação de um modelo 3D.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ABRAMST, S.L.; CHOT, W.; HU, C.Y.; MAEKAWAT, T.; PATRIKALAKIST, N.M.; SHERBROOKES, E.C.; YE, X. **Efficient and Reliable Methods for Rounded-Interval Arithmetic**. *Computer-Aided Design*, vol. 30, número 8, p. 657—665, jul.1998.
- [2] CHIXARO, P.; TAKASE, F. K.; TSUZUKI, M. S. G. **Modelo Sólido Animado do Pulmão Construído a Partir de Seqüências Não Síncronas de Imagens de RM**. In: *1.o Encontro Nacional de Engenharia Biomédica*, 2007, Petrópolis. *Anais do 1.o Encontro Nacional de Engenharia Biomédica*, 2007. v. CD-ROM.
- [3] CLUNIE, D. A. **DICOM Structured Reporting**, PixelMed Publishing, 2000.
- [4] GARROZI, C.; ALBUQUERQUE, J. O. **A Aritmética Intervalar como Ferramenta para a solução de problemas de Otimização**. *Revista Eletrônica de Iniciação Científica da SBC, REIC-SBC*, 01 jun. 2002.
- [5] NAKAMURA, C.; ASAKURA, A.; TSUZUKI, M. S. G.; GOTOH, T.; KAGEI, S.; IWASAWA, T. **Three Dimensional Lung Modeling from Sequential MR Images Based on Respiratory Motion Analysis**. In: *Technical Committee on Medical Imaging (MI)*, 2005, Chiba. *IEICE Technical Report*, 2005. v. 105. p. 33-38.
- [6] TSUZUKI, M. S. G.; SHIMADA, M. **Geometric Classification Tests Using Interval Arithmetic in B-Rep Solid Modeling**. *Revista Brasileira de Ciências Mecânicas*, Rio de Janeiro, v. XXV, n. 4, p. 396-402, 2003.
- [7] TSUZUKI, M. S. G.; TAKASE, F. K.; ASAKURA, A.; GOTOH, T.; KAGEI, S.; IWASAWA, T. **4D Thoracic Organ Modeling from Unsynchronized MR Sequential Images**. *Proc. of 12th International Conference on Biomedical Engineering*, 2005, Cingapura.
- [8] TSUZUKI, M. S. G.; TAKASE, F. K.; ASAKURA, A.; GOTOH, T.; KAGEI, S.; IWASAWA, T. **Visualization of a 4D B-Rep Solid Model of the Lung Constructed from Unsynchronized MR Sequential Images**. *Proc. of the 12th International Conference on Geometry and Graphics*, 2006, Salvador, Brasil.