

CIn-UFPE

Desenvolvimento do PSIRT para Tomografia Industrial

Trabalho de Graduação

Ícaro Valgueiro Malta Moreira

Orientador: Professor Doutor Sílvio de Barros Melo

Recife – Pernambuco, 2012.

Desenvolvimento do algoritmo Particle System Iterative Reconstruction Technique - PSIRT, para aplicação em reconstrução tomográfica industrial.

RESUMO

Esse trabalho de graduação apresenta o desenvolvimento do PSIRT - *Particle System Iterative Reconstruction Technique*, abordando sobre seu funcionamento, usos do método e seus resultados. O PSIRT consiste numa abordagem de sistemas de partículas usando bases de física clássica de corpos para modelar o problema da reconstrução 3D. O algoritmo engloba várias técnicas e tem como área de aplicação a tomografia industrial de baixas configurações. Além disto, o método cria uma nova linha de abordagem para esse problema, possibilitando inúmeras aplicações.

ABSTRACT

This work presents the development of PSIRT, focusing on its operation, applications and its results. The PSIRT is particle-system-based approach conceived upon classical physics to model the problem of 3D reconstruction. The algorithm incorporates several techniques and its main application includes limited-view process tomography. Furthermore the method creates a new line of approach to this problem, allowing numerous applications.

AGRADECIMENTOS

Neste momento especial gostaria de agradecer a todos aqueles que ajudaram em minha jornada até esta conquista que será um marco para a minha vida adulta. Agradeço orgulhosamente aos meus pais que me apoiaram em todas as decisões, meu irmão que é mais que meu melhor amigo e também todos os amigos e parentes que não só criaram laços, como também foram importantes para a minha vida.

Agradeço também meus professores e mestres que tanto me ensinaram e que ainda hoje suas palavras exercem forte influência no meu jeito de pensar e agir. Dentre todos os docentes do Cin-UFPE, gostaria de agradecer ao Professor Sílvio Melo que me ajudou e guiou durante o curso e que, sob sua orientação, pude construir o presente trabalho. Também agradeço a todo o grupo de pesquisa do DEN que tem participado da pesquisa direta e indiretamente e parabenizá-los pelos resultados até então alcançados.

Sumário

Capítulo 1 – Introdução	7
1.1. Contexto Histórico.....	7
1.2. Motivação	8
1.3. Objetivo	9
1.3. Estrutura do documento.....	9
Capítulo 2 – Fundamentação Teórica.....	10
2.1. Tomógrafo	10
2.2. Modelagem Física.....	12
2.3. Modelagem Matemática	12
2.4. Algoritmos	12
2.4.1 Algoritmos Algébricos	13
Capítulo 3 – PSIRT.....	15
3.1. Entidades Modeladas.....	15
3.2. Simulação	16
Capítulo 4 – Experimentos PSIRT 3x7 Paralelo	22
4.1. Abordagem	22
4.2. Resultados.....	23
Capítulo 5 – Experimentos PSIRT 5x17 Fanbeam.....	34
5.1. Abordagem	34
5.2. Resultados.....	35
Capítulo 6 – Conclusões	39
6.1. Considerações Finais	39
6.2. Contribuições.....	39
6.3. Limitações	39
6.4. Trabalhos Futuros	40

Referências41

Capítulo 1 – Introdução

O presente capítulo está organizado em quatro partes: um breve histórico da tomografia computacional, suas aplicações industriais e o surgimento do PSIRT - *Particle System Iterative Reconstruction Technique*, a título de contextualização; as motivações para a construção deste trabalho; objetivos a serem alcançados e, ao final, uma apresentação a respeito de como este documento está estruturado.

1.1. Contexto Histórico

Numa perspectiva histórica tem-se que a primeira imagem de Raio-X foi realizada por Wilhelm Conrad Röntgen em 8 de novembro de 1895, tendo sido denominada *röntgenogram* (NOBELPRIZE, 2012). A partir daí o Raio-X passou a ser utilizado para a obtenção do perfil dos objetos, notadamente na área dos diagnósticos de saúde, tendo sido expandida sua aplicação para outras áreas.

O uso de Raio-X para a obtenção de perfil efetua a transformação de um objeto tridimensional em bidimensional, implicando, desta forma, na perda de uma dimensão inteira de informação. Segundo Siemens (2012), Alessandro Vallebona propôs a técnica da Estratigrafia que consiste na segmentação do objeto para então obter a informação tridimensional, a partir da composição desses segmentos, que abre a perspectiva da tomografia¹.

Em 1972, com o advento da eletrônica e da computação, Godfrey N. Hounsfield desenvolveu o primeiro tomógrafo computadorizado (SIEMENS, 2012).

A tomografia tem sido usada para Ensaios Não-Destrutivos - ENDs em diversas áreas. No setor industrial especificamente, reatores e *risers* são amplamente usados, e a eficiência desses depende de como os fluidos presentes nos mesmos se comportam. Atualmente, a previsibilidade do comportamento de sistemas fluidodinâmicos complexos não está consolidada, além disto, os modelos físicos usados não condizem com a realidade, conforme salienta Melo (2012).

¹ “Tomografia” deriva do latim *tomo*, que significa "volume" expressando aqui a ideia de "uma parte" e do grego *grapho* que significa "escrever" ou "registrar" (MICHAELIS, 2012).

O monitoramento de fluidos usando tomografia computacional é uma abordagem eficiente para o problema. Para o monitoramento de fluidos usa-se Raio-Gama, já que o mesmo consegue bons resultados ao atravessar isolamento metálico. O uso de Raio-X se tornaria inviável dado o alto custo da instalação necessária para que sua radiação não tenha que passar pelo isolamento metálico (MELO, 2012).

Além disso, a tomografia industrial possui limitações tecnológicas e físicas que elevam o custo do uso de tomógrafos com muitas vistas, tornando impraticável o uso dos mesmos. Sendo assim, o uso de tomógrafos de poucas vistas é mais cabível para esta aplicação. O *filtered back projection*, método usado que obtém ótimos resultados para muitas vistas, possui baixo desempenho com poucas vistas, o uso de métodos iterativos como ART, MART, SMART, SIRT etc., se torna mais interessante, conforme destaca Melo (2012).

Nesse contexto, o grupo de pesquisa de Radio-química do Departamento de Energia Nuclear – DEN/UFPE com a colaboração do Centro de Informática - CIn da Universidade Federal de Pernambuco – UFPE, coordenado pelo Professor Carlos Dantas, vem investigando e desenvolvendo aplicações focadas em todo o processo de aquisição, comunicação, armazenamento, reconstrução e análise de informações tomográficas.

Uma das propostas criada e desenvolvida pelo grupo é o PSIRT - *Particle System Iterative Technique*, uma nova abordagem de algoritmo de reconstrução que utiliza uma modelagem semelhante à física clássica. Tal abordagem vem apresentando bons resultados qualitativos para reconstruções com poucas vistas e trajetórias, usando uma configuração paralela de vistas com poucas trajetórias. Para a expansão do modelo, e objetivando estabelecer parceria com o grupo de tomografia da Universidade de Bergen - Noruega decidiu-se utilizar o tomógrafo projetado e construído naquela universidade como nova configuração para o PSIRT. Tal configuração possui um número de vistas e trajetórias muito superior àquele testado na primeira versão do PSIRT, além disso, o posicionamento das vistas do tomógrafo é diferente da original gerando um novo comportamento a ser estudado.

1.2. Motivação

Nesse cenário de algoritmos de reconstrução apresentado anteriormente, tem-se que o desafio da tomografia industrial é a reconstrução no interior de reatores e *risers* com o número

baixo de vistas e trajetórias. Isto posto, a motivação para este Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação é o desenvolvimento do PSIRT, abordagem que vem apresentando bons resultados qualitativos para reconstruções com poucas vistas e trajetórias.

1.3. Objetivo

Desenvolvimento do PSIRT direcionado inicialmente a dados simulados, sobre a configuração paralela 3x7, e, posteriormente, a dados reais usando a configuração fanbeam 5x17.

1.3. Estrutura do documento

A estrutura desse documento, após esse capítulo introdutório, tem a seguinte disposição:

Capítulo 2 – dedicado à fundamentação teórica. Nele é apresentado como surgiu a pesquisa sobre reconstrução tomográfica, suas aplicações e principais métodos, bem como a abordagem de sistema de partículas usadas em Computação Gráfica para resolução e simulação de problemas.

Capítulo 3 – sobre o PSIRT em si. Aqui serão mostrados o funcionamento do PSIRT e todas as etapas de reconstrução em detalhes. Além disto, também serão explicadas as variações do algoritmo.

Capítulo 4 – Experimentação PSIRT 3x7 Paralelo: onde é apresentada a abordagem para essa versão do PSIRT, uma comparação com outros métodos e análise de resultados.

Capítulo 5 – Experimentação PSIRT 5x17 Fanbeam: Nesse capítulo serão apresentadas as modificações realizadas para simulação com dados reais, e ainda a análise de vários dados reais e respectivos resultados.

Capítulo 6 – onde serão apresentadas as conclusões deste trabalho, suas contribuições, limitações enfrentadas e perspectiva de trabalhos futuros referentes ao método.

Capítulo 2 – Fundamentação Teórica

Esse capítulo tem como objetivo apresentar a arquitetura de um tomógrafo, o modelo físico e o matemático do processo de reconstrução e uma apresentação de algoritmos de reconstrução que são interessantes para esse trabalho.

2.1. Tomógrafo

A partir do corte seccional de um tomógrafo podem ser visualizados os seguintes componentes: fonte, colimador da fonte, amostra, colimador do detector e o detector, representados na Figura 1 e descritos a seguir.

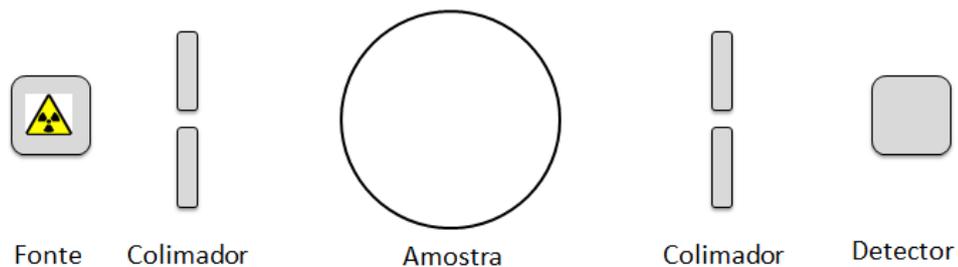


Figura 1. Representação seccional de um tomógrafo.

Fonte: De onde é emitida a radiação.

Colimador da fonte: Também conhecido como diafragma, é responsável por definir parte da geometria do tomógrafo e também fazer com que o raio chegue ao detector de forma precisa.

Amostra: Objeto a ser reconstruído.

Colimador do Detector: Usado para reduzir o ruído da radiação que as outras fontes geram, interferindo no resultado.

Receptor: Destino final de um raio de radiação e onde será analisado o quanto foi atenuado.

A configuração de um tomógrafo é definida geometricamente pelo tipo de vista, a quantidade de vista, posicionamento angular dessas vistas, pela quantidade de trajetórias contidas na vista e também pelo espaçamento entre elas.

Vista é o conjunto de trajetórias emitido em determinado posicionamento de fonte, enquanto que trajetória é um raio de radiação que sai da fonte ao receptor. Utiliza-se da atenuação das trajetórias para reconstruir objetos, conforme pode ser visto na Figura 2.

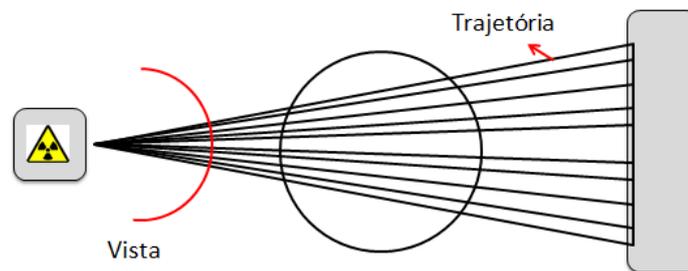


Figura 2. Top-view de um tomógrafo.

Na Figura 3, pode ser observada a geometria de um tomógrafo, mostrando suas vistas e posicionamento, e várias informações técnicas usadas para projetar o mesmo.

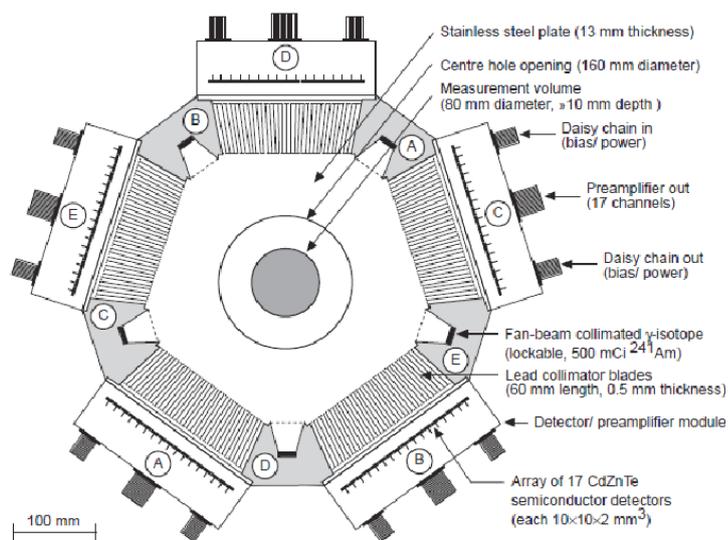


Figura 3. Planta do tomógrafo de Bergen (MELO, 2012, p.3).

2.2. Modelagem Física

O modelo físico da reconstrução é dado pela Lei de Beer-Lambert que modela a absorção de energia eletromagnética das substâncias em um comprimento atravessado pela radiação, conforme Kaist (2012). Assim, a partir da atenuação obtida ao atravessar um objeto, pode-se reconstruí-lo através da distribuição de sua densidade.

2.3. Modelagem Matemática

O uso de sistema de partículas para modelagem de problemas físicos vem sendo empregado em várias áreas e tem alcançado resultados efetivos, conforme destacou VASCONCELOS et al. (2011a):

A Computação Gráfica vem usando sistemas de partículas para modelagem de sistemas dinâmicos. Um dos pioneiros foi Blinn em seu artigo de 1982, onde foi usado sistema de partículas para simulação de nuvens e áreas poeirasas. Esse tipo de abordagem tem sido usado efetivamente para simulação, modelagem e animação de diferentes objetos e fenômenos naturais em computação gráfica, bem como numa enorme variedade de sistemas complexos e difíceis de representar. Podemos pontuar alguns exemplos de uso de sistema de partículas como simulação de fluídos realizada por Miller, variabilidade geométrica de superfícies por Szeliski e visualização de dados científicos e simulação por Sims (VASCONCELOS et al., 2011a, p. 2, tradução do autor).

Neste trabalho é apresentada a modelagem feita no PSIRT para reconstrução tomográfica. No sistema de partículas deste modelo, cada partícula possuirá propriedades como massa, velocidade e posicionamento e essas serão influenciadas por forças exercidas pelas trajetórias conforme será apresentado mais adiante.

2.4. Algoritmos

Considerando que os algoritmos algébricos são aqueles que, dentre os algoritmos de reconstrução, apresentam bons resultados na tomografia industrial, em cenários de poucas vistas e trajetórias, esta parte do trabalho é dedicada à apresentação de uma breve explicação sobre o funcionamento dos mesmos e seus principais representantes. Tal apresentação se torna

importante para a melhor análise da *performance* do algoritmo desenvolvido no presente trabalho.

2.4.1 Algoritmos Algébricos

Gordon e Herman (1970) foram responsáveis pela criação do *Algebraic Reconstruction Technique* (ART), dando início à classe de algoritmos de reconstrução na tomografia computacional em 1970. Os métodos algébricos ganharam muita popularidade no setor industrial.

Considerando uma matriz de variáveis que correspondem à discretização da reconstrução da seção, cada célula é um pixel com uma escala de cinza associada. As trajetórias atravessam essa seção em diferentes ângulos, e os valores de atenuação dos receptores respectivos determinam a densidade naquela seção. Dado que P_i^∞ seja a atual atenuação da i -ésima trajetória, e P_i^k seja a atenuação computada, a diferença $DP_i^k = P_i^\infty - P_i^k$, é usada a cada iteração para reajuste do valor.

O cálculo para computação de P_i^k é feito pela soma do valor de cada célula na qual a i -ésima trajetória passa, multiplicada pelo peso daquela trajetória na célula, onde o peso é a porção da célula que é afetada pela trajetória. A atual atenuação de uma trajetória é dada por:

$$P_i^k = \sum_{j=1}^N f_j^k * w_{ij} \quad (\text{I})$$

Onde N é o total de células. Note que w_{ij} é 0 para células pelas quais a i -ésima trajetória não atravessa. A correção é dada por:

$$a_i = \frac{DP_i^k}{W_i} \quad (\text{II})$$

Onde $W_i = \sum_{j=1}^N w_{ij}^2$. A correção da trajetória é distribuída pelas células que são atravessadas pela i -ésima trajetória e é computada para a próxima iteração:

$$f_i^{k+1} = f_i^k + l w_{ij} a_i \quad (\text{III})$$

Onde l é o parâmetro de relaxamento, assumindo valores de 0 a 2. Isso é repetido para cada trajetória. A convergência para a solução é garantida pela distância relativa entre duas soluções de iterações consecutivas:

$$Df^k = \sum_{j=1}^N \frac{f_j^k - f_j^{k-1}}{f_j^{k-1}} \quad (\text{IV})$$

Usualmente sendo necessários menos que 0,001%. O ART sofre de ruído *sal-e-pimenta*² resultante da inconsistência gerada nas equações devido à aproximação dos valores na matriz de peso. Esse efeito é atenuado pela computação que realiza o reajuste de uma trajetória antes de todas as outras trajetórias na mesma iteração. Tanto a *performance*, quanto o ruído, dependem do parâmetro de relaxamento.

O MART - *Multiplicative Algebraic Reconstruction Technique* é um algoritmo que tenta melhorar a qualidade e *performance* de solução do ART. Sua diferença para o ART é no fator de correção que é dado por:

$$a_i = \frac{DP_i^k}{P_i^k W_i} \quad (\text{V})$$

O SIRT - *Simultaneous Iterative Reconstruction Technique* é similar ao ART. A diferença é que o fator de correção é aplicado em todas as trajetórias, ao mesmo tempo:

$$f_i^{k+1} = f_i^k + l \sum_{i=1}^M w_{ij} a_i \quad (\text{VI})$$

Onde M é o número de trajetórias. Se a modificação das trajetórias é feita ao mesmo tempo no MART obtém-se o método SMART - *Simultaneous Multiplicative Algebraic Reconstruction Technique*.

² Ruído no qual ocorre aparecimento de pixels brancos e pretos randomicamente na imagem.

Capítulo 3 – PSIRT

O PSIRT - *Particle System Iterative Reconstruction Technique* é uma abordagem ao problema de reconstrução tomográfica em baixas resoluções modelada com base na física de corpos clássica e sistemas de partículas de Tomografia Computacional. A descrição do método será feita apresentando inicialmente as entidades que foram modeladas; a simulação executada no processo de reconstrução e, por fim, os métodos para representação do resultado.

3.1. Entidades Modeladas

Partícula: Entidade usada para definir a densidade do ensaio a ser reconstruído. Uma partícula tem informações como posição e raio que são usadas na simulação do método.

Trajectoria: Entidade que modela a atenuação sofrida durante o ensaio, numa força de atração proporcional. Assim, quanto mais atenuada a trajetória, mais forte será a atração das partículas à mesma. Uma representação de Trajetória pode ser vista na Figura 4.

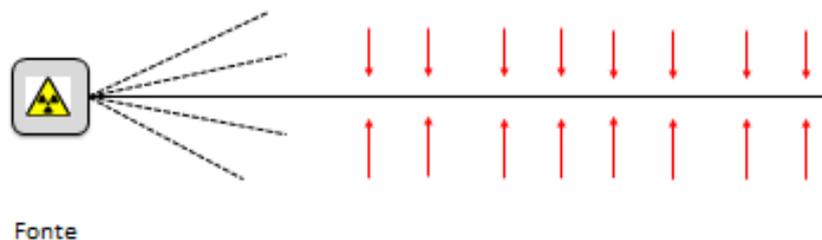


Figura 4. Trajetória e sua força de atração.

Vista: Leque de trajetórias provenientes da mesma fonte. A vista de um tomógrafo está relacionada à sua configuração. Geometricamente, neste trabalho, serão feitas abordagens sob dois tipos diferentes de vista: paralelo e fanbeam, exemplificadas na Figura 5, com números variados de trajetórias.

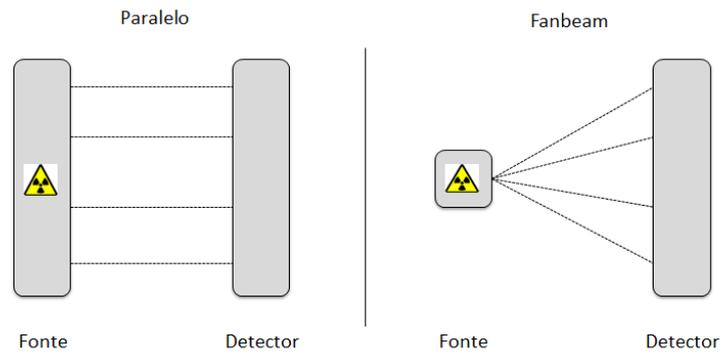


Figura 5. Comparação dos tipos de vista paralelo e fanbeam.

Configuração do Tomógrafo: Dada pelo posicionamento e direção da fonte no ensaio, sendo fortemente relacionada à arquitetura do tomógrafo físico. Nesse trabalho os tomógrafos 3x7 paralelo e o 5x17 fanbeam foram os principais a serem analisados.

3.2. Simulação

O algoritmo de reconstrução do PSIRT é composto das etapas de Processamento da Entrada, Simulação e Discretização do Resultado como pode ser visto na Figura 6.

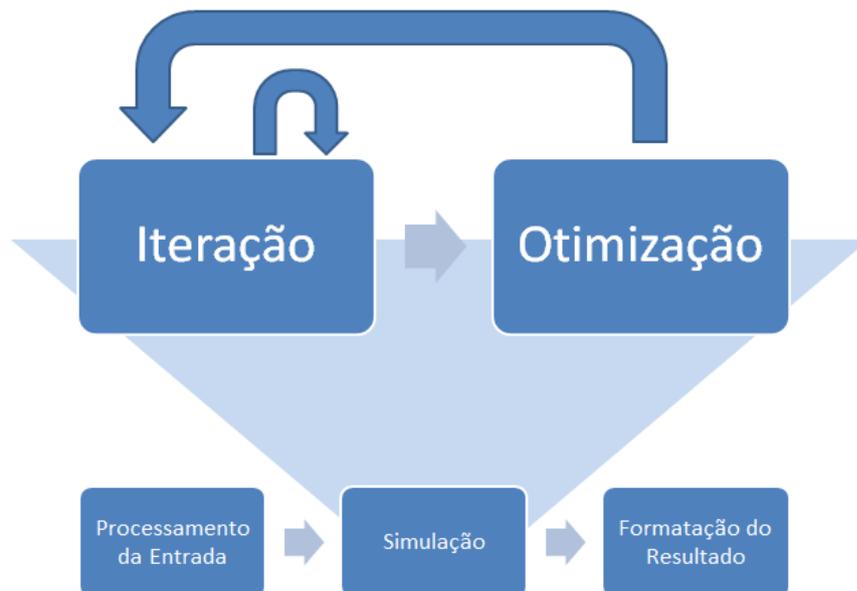


Figura 6. Diagrama das sub-etapas do algoritmo.

3.2.1. Processamento da Entrada

Nessa etapa tem-se a recepção do sinograma, o qual contém a informação de densidade de matéria que é atravessada pela trajetória, bem como a conversão dessa informação para quantidade de partículas que são necessárias para que essa trajetória fique estável. Dado que uma partícula pode estar em mais de uma trajetória, pode-se supor que a quantidade de partículas no sistema é menor ou igual à quantidade de partículas de todas as trajetórias. Assim, ao final dessa etapa, tem-se a quantidade de partículas que serão randomicamente posicionadas no experimento, como também a quantidade de partículas por trajetória, necessárias para o sistema ficar estável, onde a estabilidade de todas as trajetórias será a solução para o sistema.

A Figura 7 a seguir apresenta o sinograma da amostra de um núcleo produzido de forma simulada durante o desenvolvimento do presente trabalho.

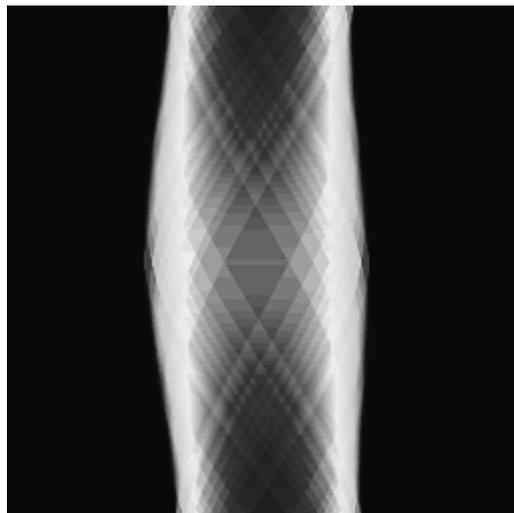


Figura 7. Sinograma do núcleo.

3.2.2. Simulação

Na simulação, realiza-se uma série de iterações para tentar encontrar um resultado, depois se tenta otimizar o resultado, eliminando partículas e executando novamente o sistema para analisar se o mesmo consegue encontrar solução estável. Esse processo é realizado até se esgotarem todas as possibilidades.

Em cada iteração, trabalha-se sobre todas as partículas, calculando a resultante das forças exercidas pelas trajetórias nessas partículas e executando o movimento das mesmas, onde a força exercida por uma partícula é dada por:

$$F = \frac{K * stability}{1 - \frac{1}{distance(particle, trajectory)}}$$

Onde:

Stability é a diferença entre a quantidade de partículas para a trajetória ficar estável e a atual quantidade delas presentes na trajetória, dado que a condição para que uma partícula esteja numa trajetória é que a distância do centro da partícula para a trajetória seja menor que o seu raio.

Os valores de estabilidade menores que zero são zerados para evitar que uma trajetória tenha efeito de repulsão às partículas que causa efeitos colaterais de impedir a livre movimentação das partículas no *riser*, dado que uma partícula pode não ter força para passar pela força de repulsão de uma trajetória para outra, visto que o valor da função é maximizado quando a partícula se encontra próxima à trajetória.

Após a execução dos movimentos das partículas, verifica-se se todas as trajetórias estão estáveis, se a quantidade de partículas nas mesmas é maior ou igual à quantidade de partículas necessárias para que a mesma fique estável. Se for analisado que o sistema chegou a um estado estável segue-se para a fase de otimização.

A otimização tem como objetivo melhorar o resultado, removendo artefatos ruidosos da imagem. A execução do PSIRT apenas deixa inúmeros artefatos no resultado gerado, dado que a quantidade de partículas colocadas no sistema é maximizada, desprezando que as informações que se têm mais certas na reconstrução, são aquelas geradas pela intersecção de trajetórias, pois são essas que têm cruzamento de informação de atenuação.

Assim sendo, partículas que não tocam em nenhuma trajetória, como também partículas que estão fora de intersecções é informação sem nenhuma precisão, pois essas mesmas podem estar em infinitudes de posições do espaço, sem implicar em mudança no resultado. Com o intuito de maximizar a informação relevante, se remove inicialmente todas as partículas que não tocam em nenhuma trajetória e, posteriormente, se tenta remover partículas que têm contato com poucas trajetórias, no intuito de maximizar o resultado.

3.2.3. Formatação do Resultado

Ao terminar a etapa de simulação, tem-se um arranjo de partículas distribuídas sobre a seção do ensaio como ilustrado na Figura 8. Para análise e comparação dos resultados obtidos,

é necessária a formatação desses dados. No projeto do PSIRT, trabalhou-se com duas formas de representar o seu resultado: uma que usa de uma matriz bidimensional de pixels e outra que usa de um conjunto de “pixels naturais”, que são as menores regiões que podem ser detectadas para certa configuração do tomógrafo.

A vantagem da abordagem de pixels naturais, é que os mesmos são elementos que possuem informação cruzada de duas trajetórias, assim evitando informações ruidosas, geralmente geradas pelos outros métodos. Para formatação dos dados, são executadas diferentes etapas que serão explicadas nos próximos tópicos.

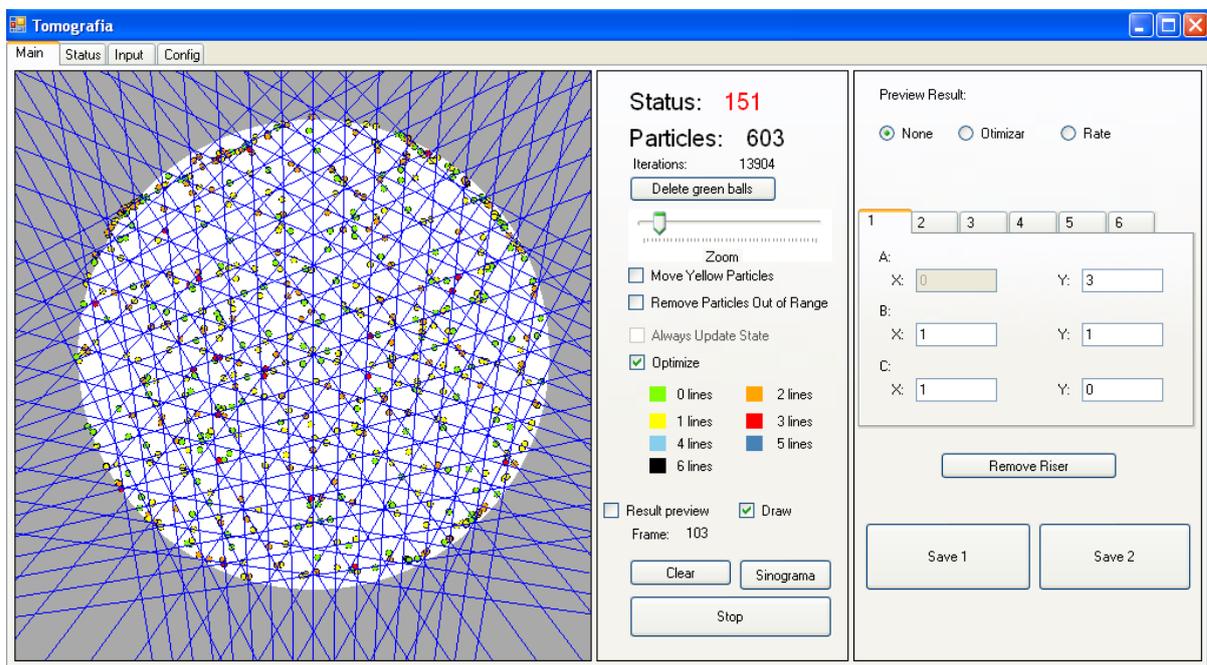


Figura 8. Exemplo de arranjo de partículas (MELO, 2012, p. 3).

3.2.3.1. Pixels Reais

Para a transformação do resultado do PSIRT para pixels reais foi inicialmente empregada a abordagem de relacionar a distância da partícula ao tom de cinza na imagem reconstruída, que é calculada com a seguinte fórmula:

$$a = \frac{K}{\text{distance}(\text{particle}, \text{pixel})^2}$$

Onde K é uma constante a ser definida de acordo com o tomógrafo, de forma a otimizar para o melhor resultado.

No entanto essa forma de discretização não desempenhou bons resultados em determinadas configurações nas quais só era possível decidir entre aumentar ruídos ou deixar buracos na matriz, dada a função racional quadrática. Para eliminar esses problemas fez-se uma função com parâmetros a serem definidos para cada tomógrafo conforme mostrado na Figura 9 a seguir:

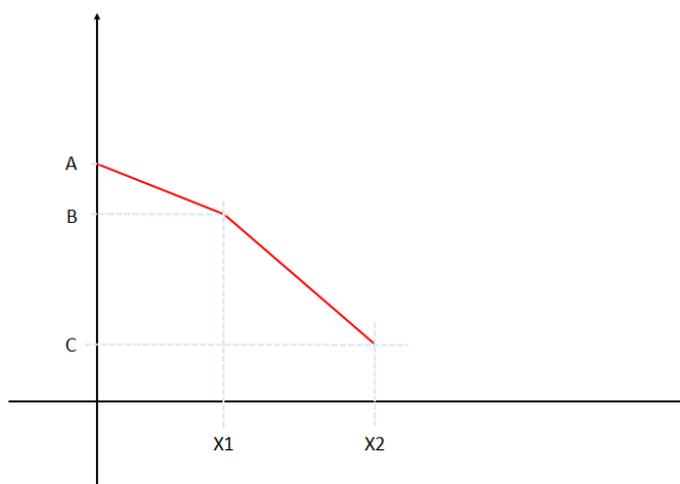


Figura 9. Função para transformação de partículas em dados reais.

Usando essa função é possível definir a melhor forma de transformação de partículas para o tomógrafo em questão, assim maximizando a qualidade do resultado obtido.

3.2.3.2. Pixels Naturais

Para formatação dos resultados usando pixels naturais, é necessária a criação da grade de pixels naturais que será usada para representação do resultado. O algoritmo de criação da malha é executado nos oito passos ilustrados na Figura 10. No passo A, mostra-se a distribuição de trajetórias no ensaio, para geração da malha inseriram-se duas trajetórias em cada vista como mostrado no passo B. Calcularam-se todos os pontos de intersecção entre as trajetórias para ter uma distribuição de pontos de intersecção como exemplifica o passo C.

Processou-se o arranjo de intersecções para obter um arranjo de polígonos de tamanho mínimo como ilustrado no passo C. A forma de encontrar os polígonos é fazendo uma busca em profundidade, seguindo o mesmo sentido e usando um valor de corte da busca para evitar comportamentos indesejáveis como um polígono que encobre todos os pontos da malha. Calculou-se o baricentro de cada polígono como mostrado no passo E, e gerou-se uma matriz de adjacência entre os baricentros, em função dos polígonos que compartilham de arestas em comum e assim tem-se passo F (Figura 10).

Com esse arranjo de baricentros e sua matriz de adjacência executou-se um algoritmo para gerar polígonos da malha similar ao feito no passo D, assim tendo o arranjo de pixels naturais ilustrados no passo H (Figura 10).

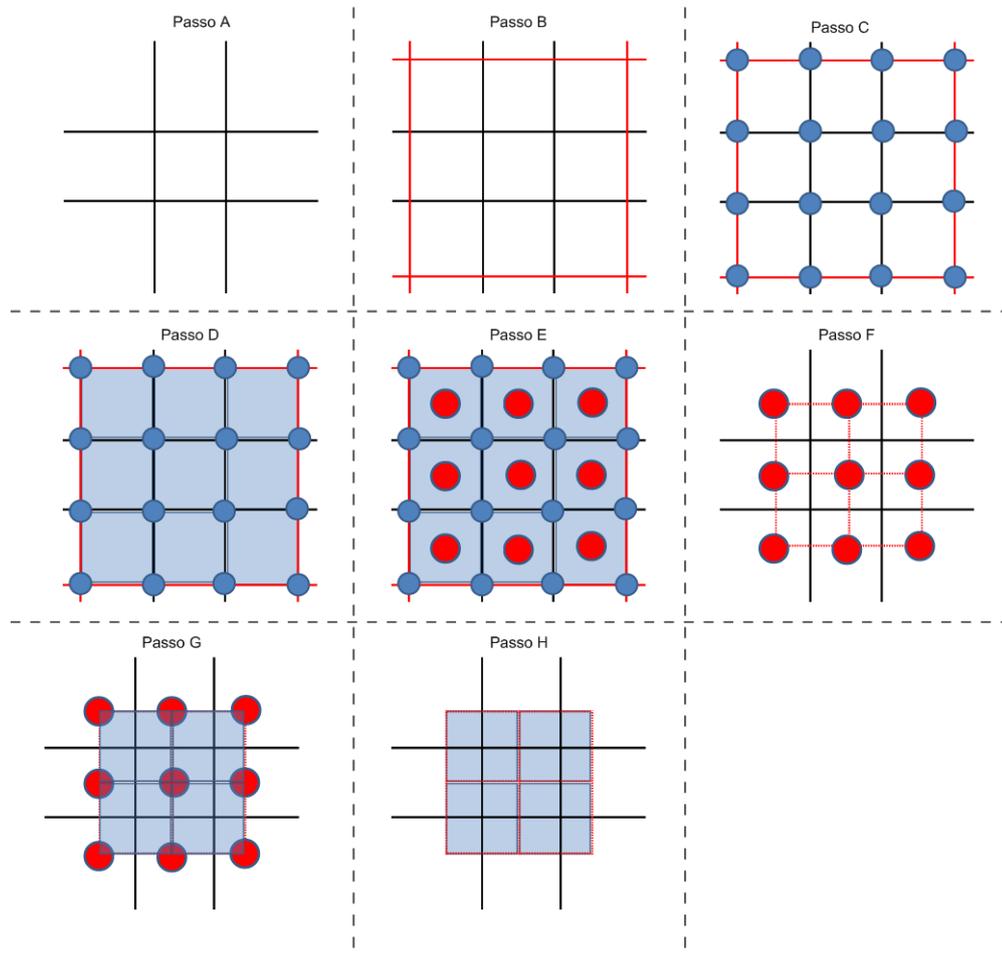


Figura 10. Passo-a-passo do algoritmo para geração da grade de pixels naturais.

O uso de matriz de pixels reais permite uma análise do resultado com menos ruído que a de pixels naturais, dado que cada pixel realmente representa a natureza do elemento, pois tem informação de pelo menos duas trajetórias que sofrem de atenuação, assim podendo ter um resultado mais preciso e relevante para o projeto. Na atual versão do projeto, apenas tem-se a discretização que cada partícula só influencia o pixel em que se encontra. Essa solução tem alto desempenho para a configuração 3x7 paralelo, mas não apresentou o mesmo desempenho na configuração 5x17 fanbeam.

Capítulo 4 – Experimentos PSIRT 3x7 Paralelo

A experimentação 3x7 paralelo foi a primeira versão do PSIRT que, devido seu estágio de desenvolvimento, rodava sobre dados simulados e tinha como propósito validar se a abordagem teria boa performance para seu propósito.

4.1. Abordagem

A versão 3x7 paralelo, mostrada na Figura 11, trata-se de uma simplificação da que foi apresentada no capítulo 3. Nela não se conseguiu chegar a uma convergência de forma mais rápida. Além disso, a condição de estabilidade era mais rigorosa, só permitindo estabilidade quando a trajetória tivesse número de partículas igual às necessárias para atingir estabilidade. Por imaturidade do programa, os pixels naturais eram gerados manualmente, o que era viável nessa configuração devido às propriedades hexagonais dos elementos, e a condição para saber a densidade em cada pixel era discreta, de acordo com as propriedades das partículas dentro desse pixel.

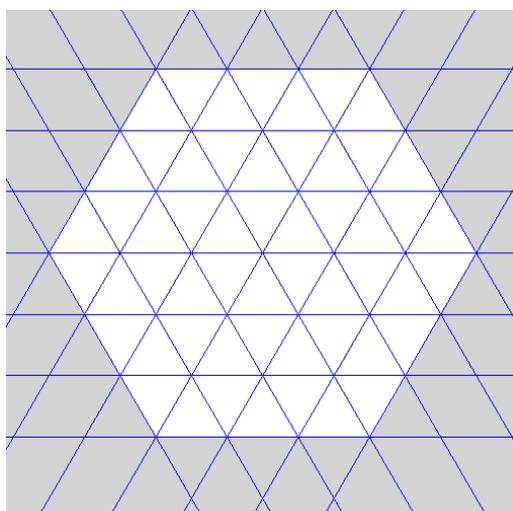


Figura 11. Configuração 3x7 Paralelo.

Além disso, a fase de otimização era simplificada, pois apenas removia partículas que não atendiam nenhuma trajetória, diferente da versão final do PSIRT que tentava eliminar partículas que estavam atendendo a poucas trajetórias. Durante a fase de teste da configuração

3x7 também foram testadas outras configurações tais como a 3x15, 3x21 e 3x31 que, embora citadas, não são o foco de interesse deste trabalho.

4.2. Resultados

Durante fase de experimentação foram usados quatro fantasmas com sinogramas simulados. Sinogramas criados com base numa imagem de computador do objeto, imitando o comportamento de um tomógrafo, mas que não possui comportamentos reais como ruído. Comparou-se o resultado com os quatro métodos iterativos citados no capítulo 2, no caso ART, MART, SIRT e SMART.

Como o PSIRT dessa experimentação é discreto e funciona apenas com pixels naturais, fizeram-se modificações nos métodos para que os mesmos rodassem sobre pixels naturais e se permitirem comparações entre eles, tanto num cenário discreto como num não-discreto. Devido à natureza desses algoritmos, o uso de pixels naturais não invalida seu algoritmo e, da mesma forma que o PSIRT, apresenta benefício para eliminar informações ruidosas.

Com a validação das imagens usando RMSE (*Root Mean Square Error*), detectou-se que, apesar do PSIRT produzir uma imagem de melhor proximidade visual da imagem de entrada, ele às vezes apresentava um RMSE muito maior do que o dos outros métodos. Então se considerou que, além do RMSE, seria importante validar se a imagem reconstruída tinha uma Coerência Geométrica (CG), onde a coerência é dada simplesmente por 1 menos o perímetro dividido por 6 vezes a área de um polígono, onde o 6 é o número de arestas do hexágono que é a forma geométrica usada nesse experimento, como explica Vasconcelos et al. (2011b).

Os resultados da experimentação realizada são mostrados nas figuras 10 a 29, extraídas do trabalho apresentado pelo professor Silvio Melo (UFPE-Cin) na INAC - International Nuclear Atlantic Conference, e publicado nos seus anais (VASCONCELOS et al., 2011b). Nas Figuras de 11 a 15 pode se perceber que, em geral, o PSIRT é um algoritmo que produz menos ruído do que os demais usados na comparação.

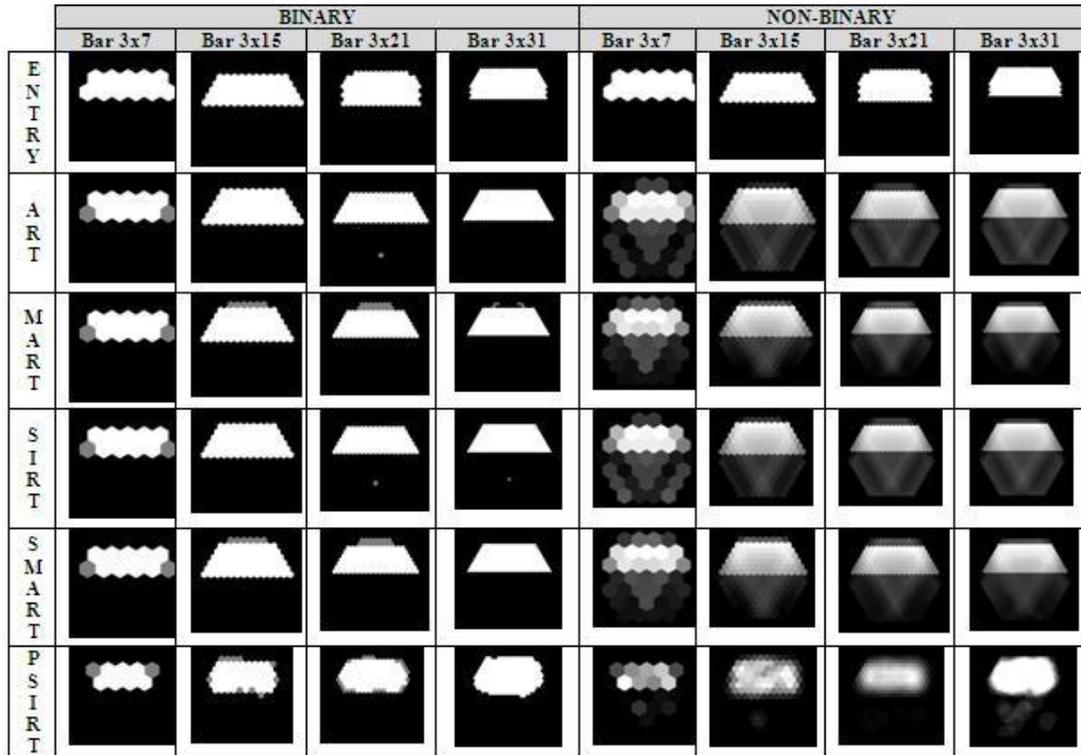


Figura 11. Resultados fantoma da barra (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 8).

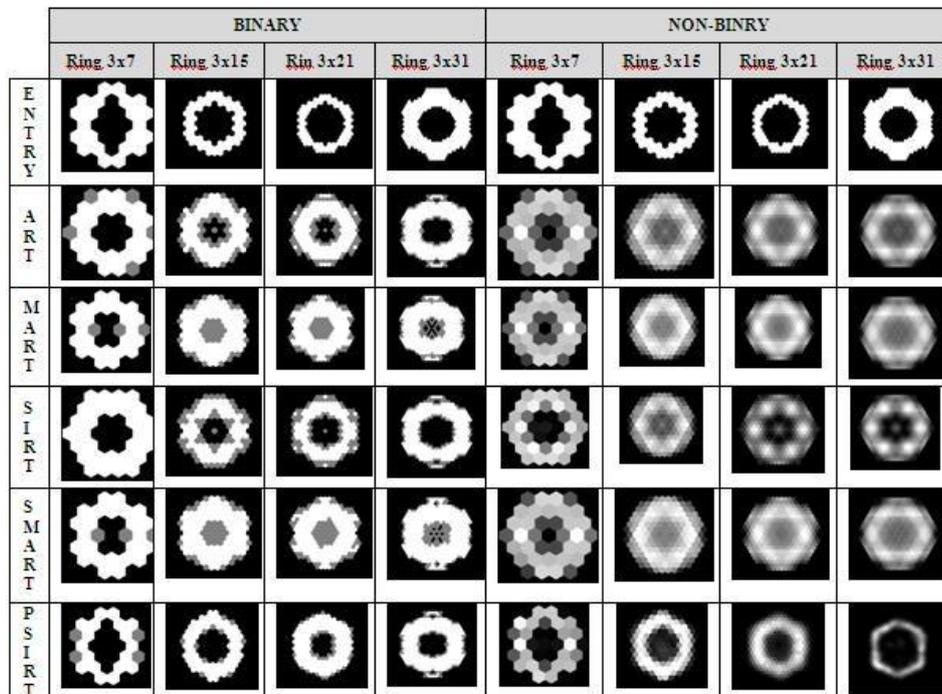


Figura 12. Resultados fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 9).

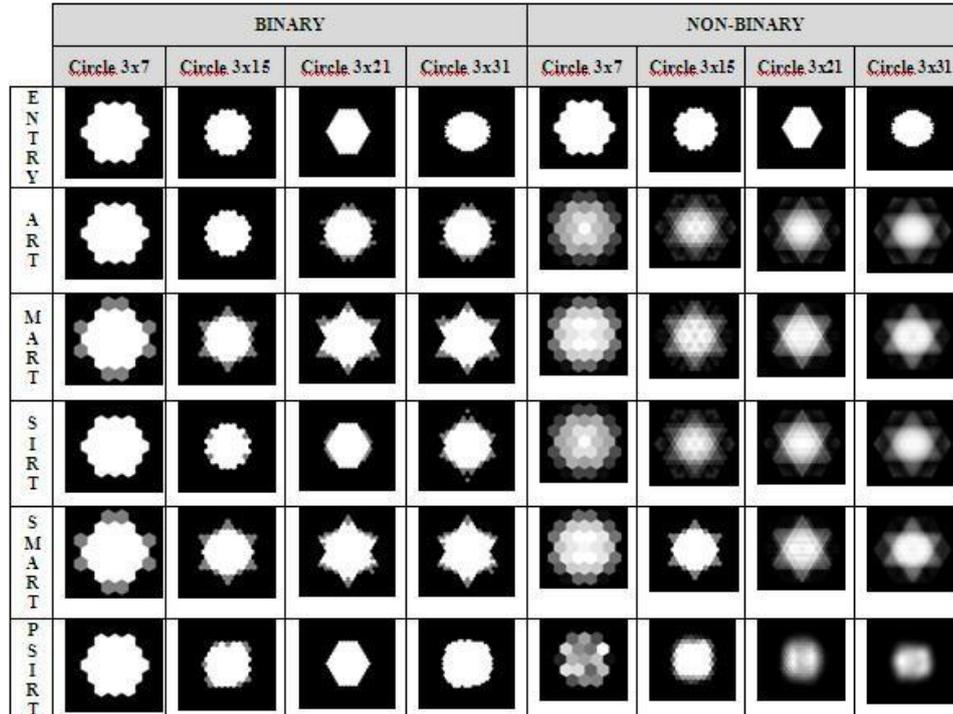


Figura 13. Resultados fantoma círculo (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 9).

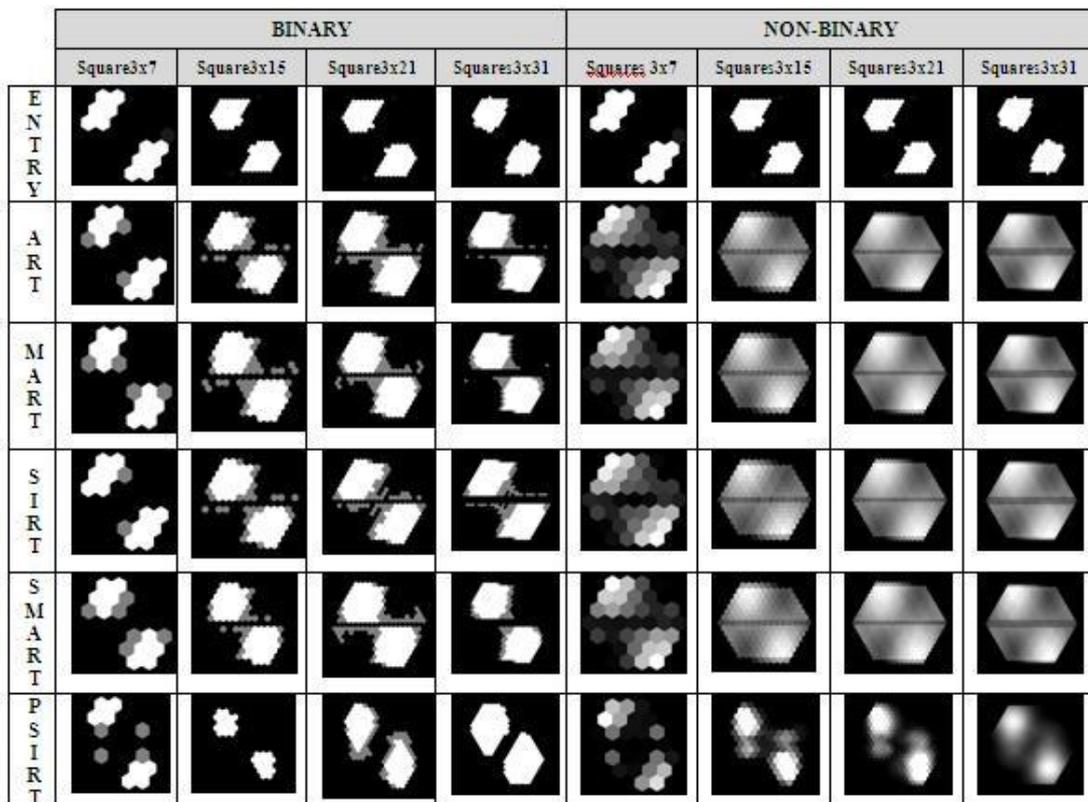


Figura 14. Resultados fantoma 2 quadrados (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 10).

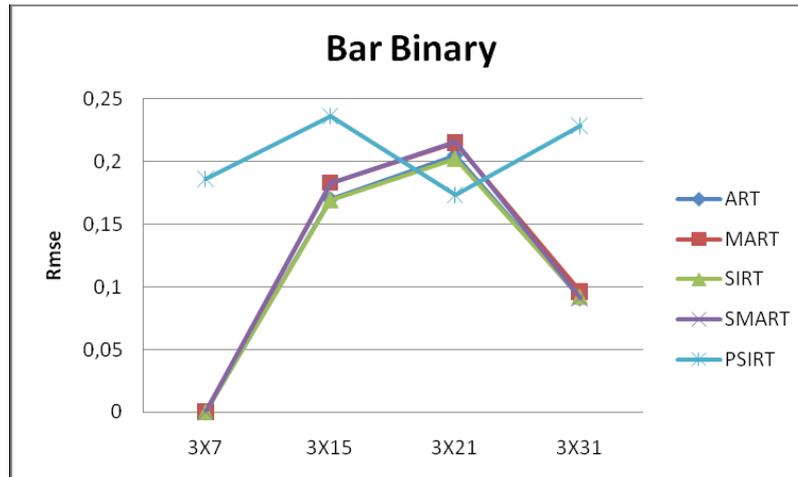


Figura 15. RMSE da reconstrução discreta do fantoma da barra (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 10).

Na comparação de RMSE com as reconstruções discretas, percebe-se que o PSIRT apresentou um comportamento mais variado que as demais, já que sua curva não é bem diferente delas, como mostrado nas Figuras de 16 a 19, onde se vê que o PSIRT apresenta resultados bem melhores que as outras em algumas configurações, mas noutras apresenta resultados inferiores.

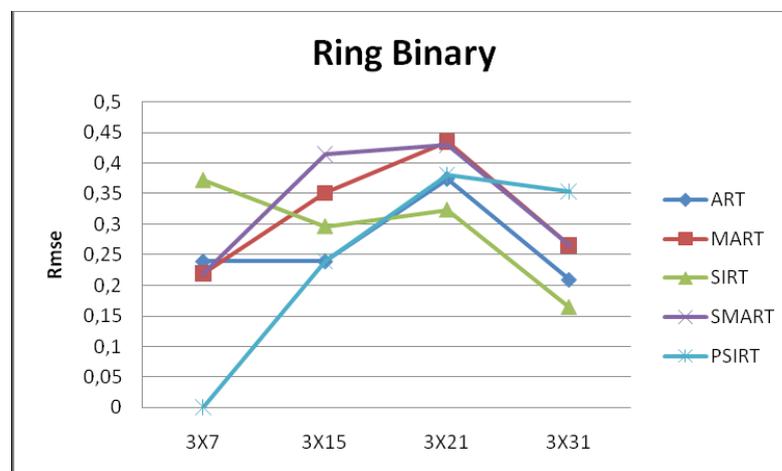


Figura 16. RMSE da reconstrução discreta do fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 10).

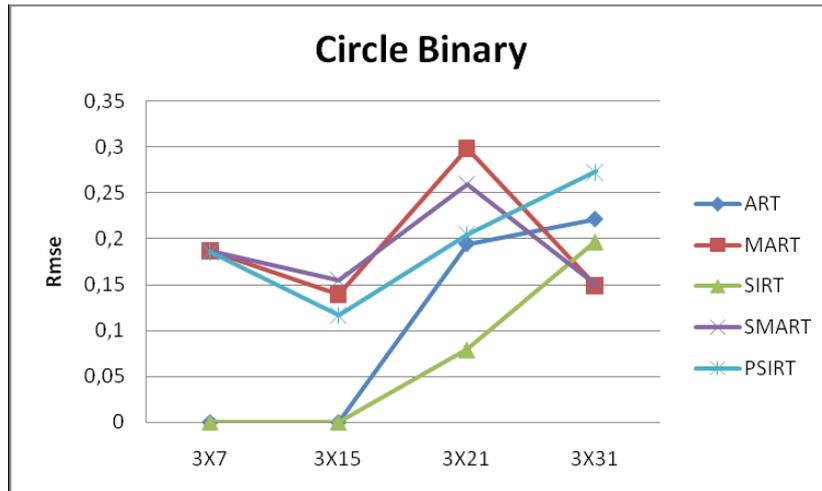


Figura 17. RMSE da reconstrução discreta do fantoma do círculo (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 11).

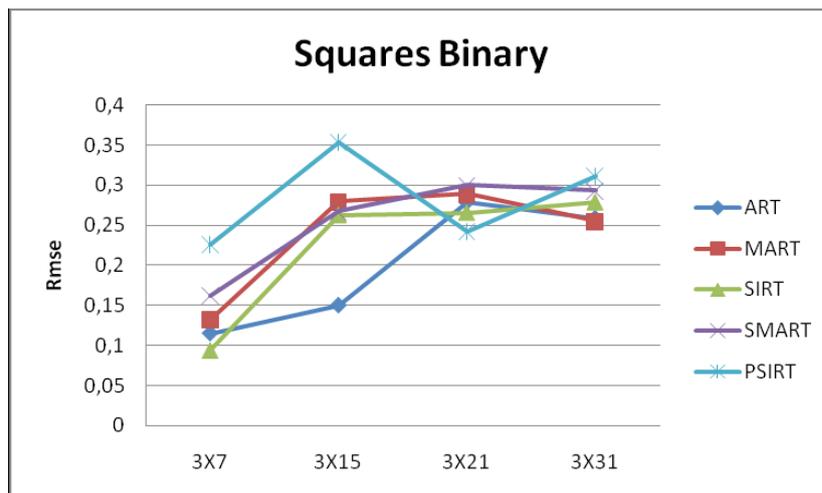


Figura 18. RMSE da reconstrução discreta do fantoma dos quadrados (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 11).

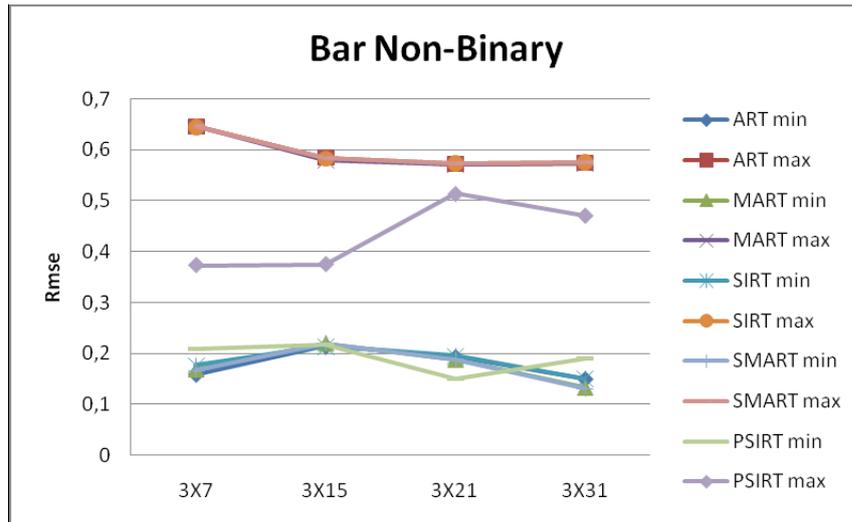


Figura 19. RMSE da reconstrução não-discreta do fantoma da barra (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 11).

Já comparando com as Figuras de 20 a 23, tem-se que o PSIRT apresenta resultados similares aos dos demais métodos, e vê-se que sua reconstrução é visualmente mais próxima do fantoma.

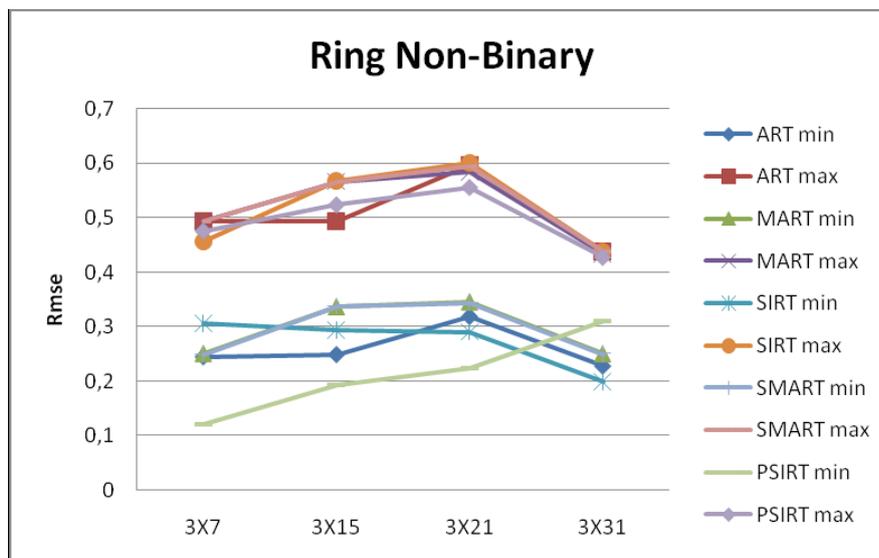


Figura 20. RMSE da reconstrução não-discreta do fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p.11).

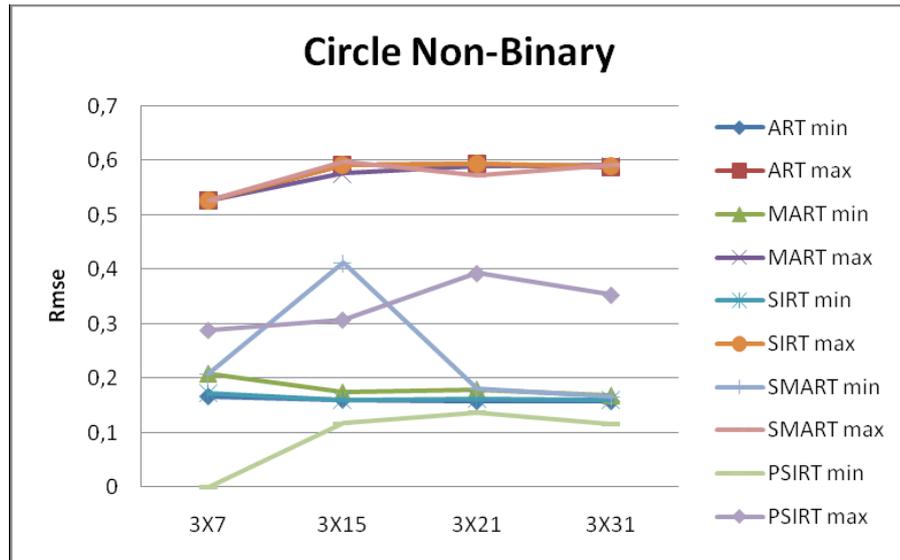


Figura 21. RMSE da reconstrução não-discreta do fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 12).

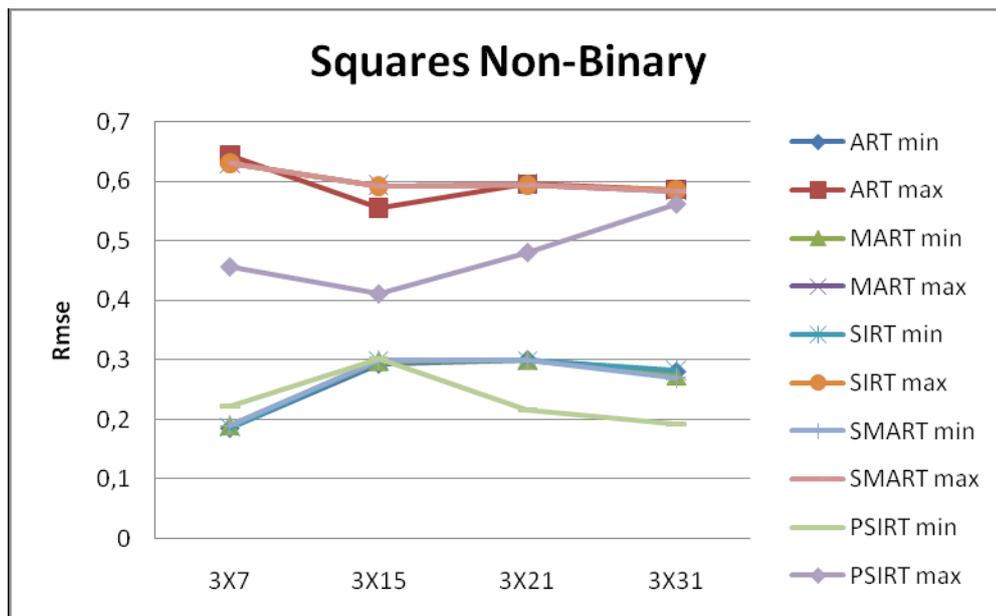


Figura 22. RMSE da reconstrução não-discreta do fantoma dos quadrados (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 12).

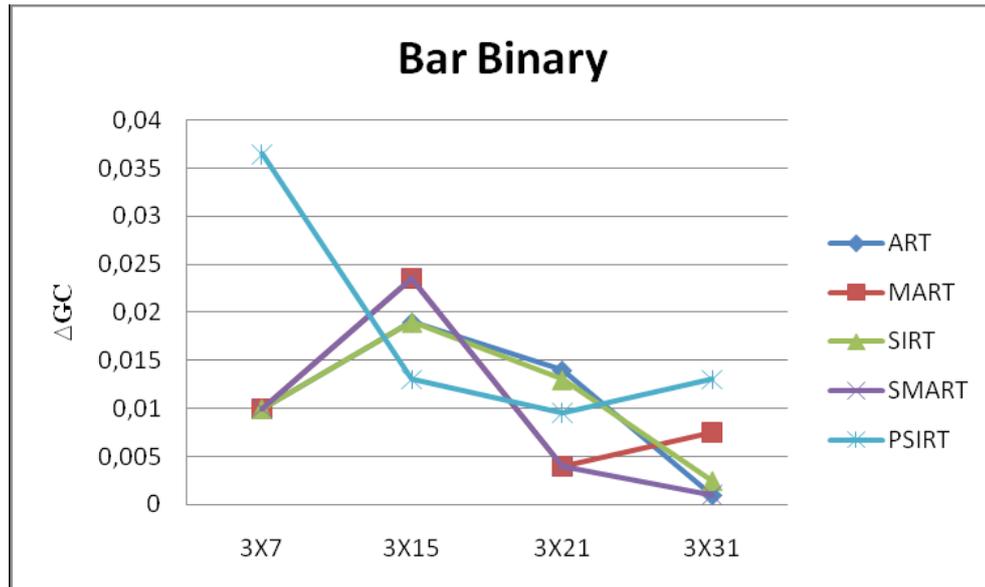


Figura 23. CG da reconstrução discreta do fantoma da barra (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 12).

Quanto à coerência das Figuras 24 a 27, vê-se que os valores não são muito diferentes dos outros métodos. Já comparando com as não binárias, o PSIRT apresenta um maior desempenho, mas isso é devido à maior quantidade de graus de cinza que as outras imagens possuem.

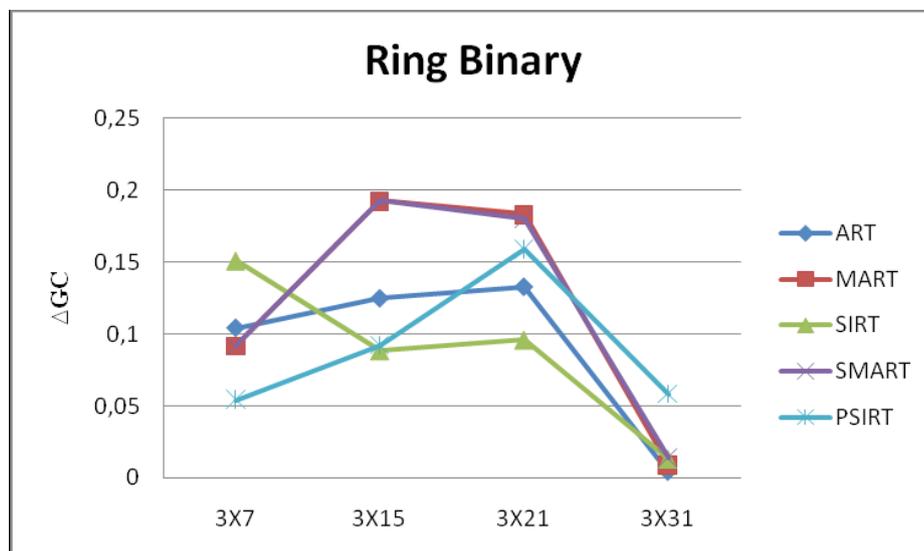


Figura 24. CG da reconstrução discreta do fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 12).

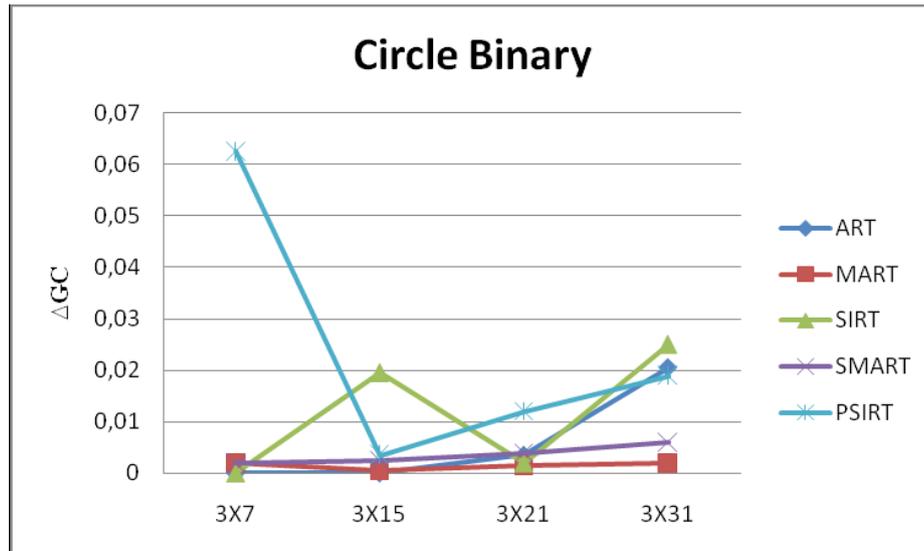


Figura 25. CG da reconstrução discreta do fantoma do círculo (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 13).

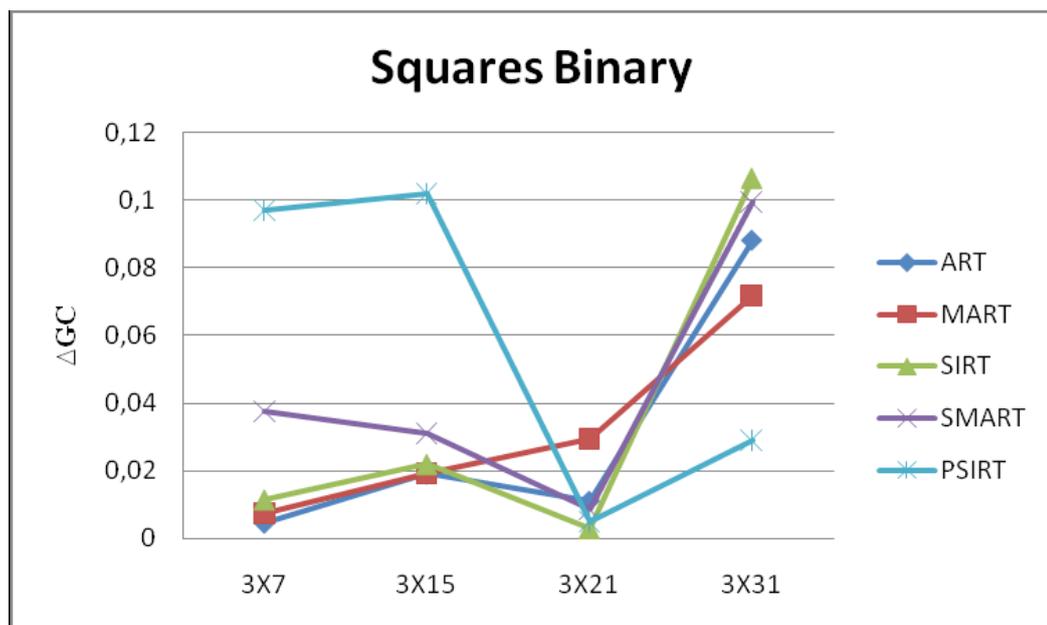


Figura 26. CG da reconstrução discreta do fantoma dos quadrados (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 13).

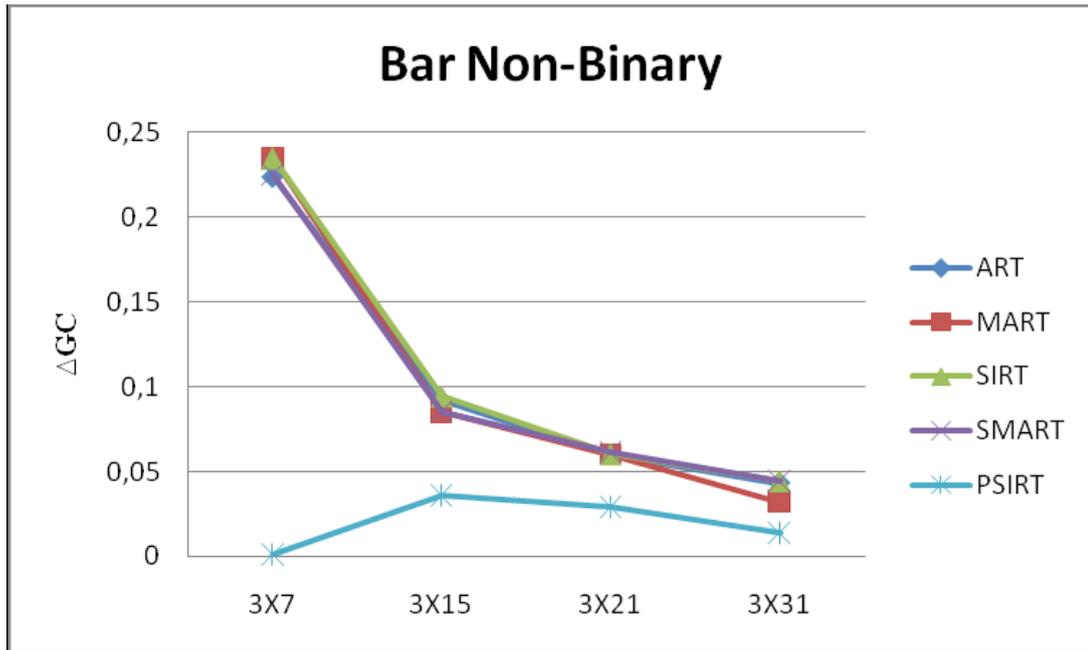


Figura 27. CG da reconstrução não-discreta do fantoma da barra (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 13).

No geral o PSIRT, mostrou-se um método que gera menos ruído que os demais. Tendo uma boa *performance* quando comparado com outros métodos em cenário não-discretos, mas resultados similares em cenários discretos.

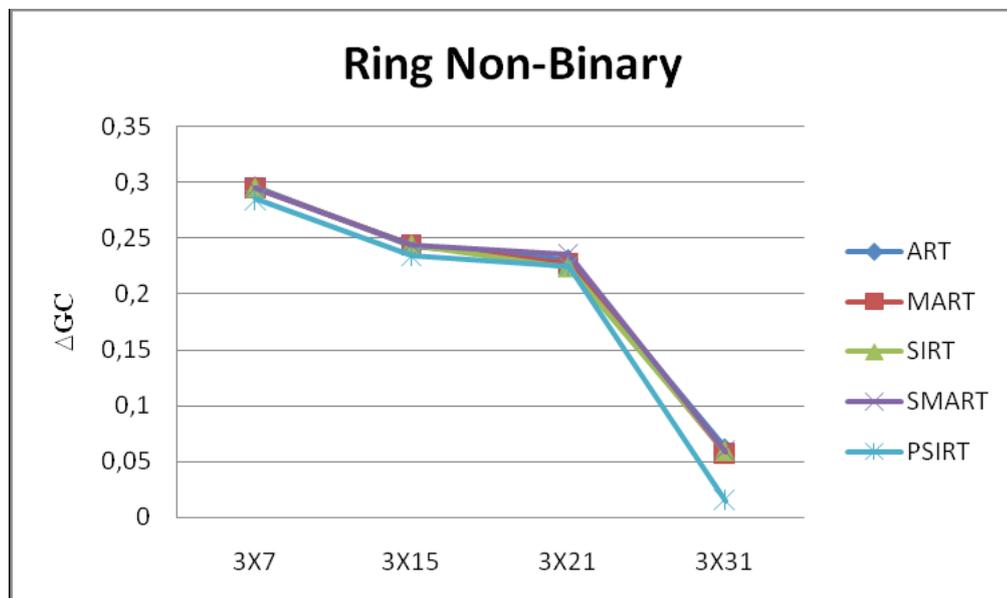


Figura 28. CG da reconstrução não-discreta do fantoma da coroa (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 13).

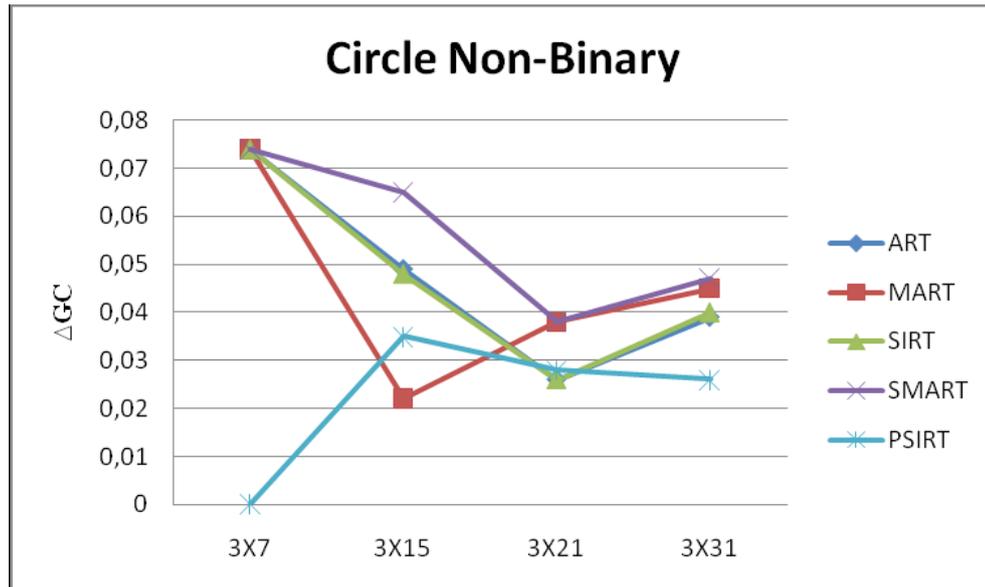


Figura 29. CG da reconstrução não-discreta do fantoma do círculo (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 14).

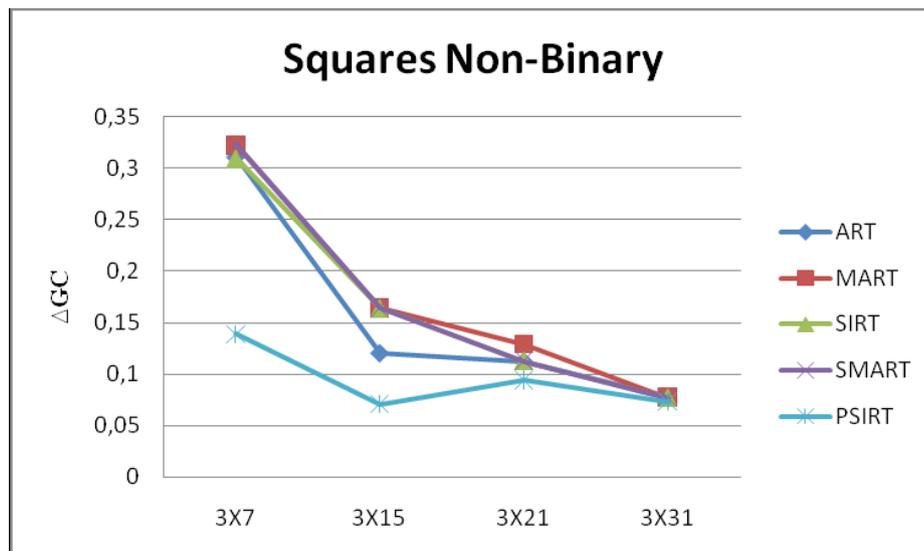


Figura 30. CG da reconstrução não-discreta do fantoma dos quadrados (VASCONCELOS et al., 2011b, p. 14).

Capítulo 5 – Experimentos PSIRT 5x17 Fanbeam

A experimentação 5x17 fanbeam feita com o objetivo de validar com dados reais, usou como base o tomógrafo de Bergen, cuja planta básica foi apresentada na Figura 3 deste documento.

5.1. Abordagem

O PSIRT 5x17 fanbeam representa a versão mais nova do algoritmo que possui o melhor desempenho comparado à versão 3x7 paralelo. Na transição para essa configuração, observou-se um aumento de quatro vezes na quantidade de trajetórias como também uma geometria mais irregular.

Com base nessas informações e experimentações, foi possível adicionar lógica de tolerância nas trajetórias, como também foi modificada a lógica de otimização para aumentar a qualidade da imagem reconstruída. Essa versão do algoritmo roda sobre dados reais adquiridos do tomógrafo de Bergen. Assim foi necessário que o posicionamento de vistas e trajetórias fossem realizados com precisão para não formar resultados inválidos para a entrada que seria fornecida pelo tomógrafo.

É importante ressaltar que o ensaio a ser reconstruído foi realizado no tomógrafo de alta velocidade, e o objeto era formado por dois círculos, sendo um de 20 mm e outro de 30 mm, como mostra a Figura 31:

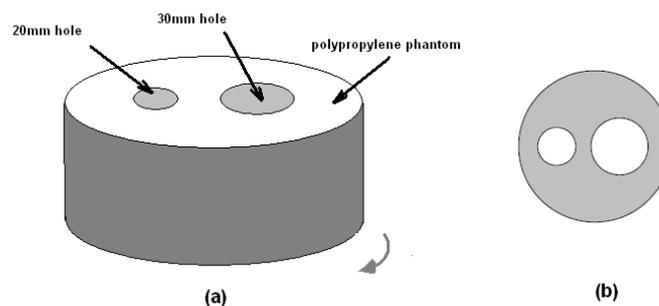


Figura 31. (a) Esquemático do fantoma a ser rotado (b) Secção do fantoma (MELO, 2012, p. 4).

Para comparação com experimentos realizados por Maad (2009), foram utilizados os mesmos dados fornecidos pelo referido pesquisador, que disponibilizou para a equipe de tomografia do DEN, objetivando a reconstrução numa matriz de pixels reais de 32x32.

5.2. Resultados

Na Figura 32 pode se ver que o resultado apresentado do PSIRT tem um bom RMSE na nova configuração, cujo experimento em específico rodou com dados simulados.

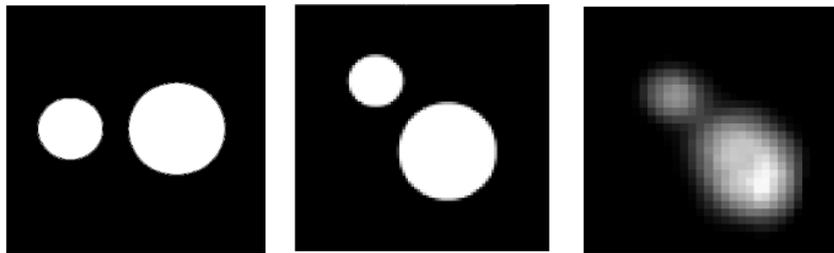


Figura 32. Fantoma de 2 círculos, o mesmo fantoma rotado em 45° e o resultado obtido pelo PSIRT com RMSE: 0.187 (MELO, 2012, p. 5).

Para comparação será usado como referência o ILST, *Iterative Least Squares Technique*, método que, segundo Maad(2007), é mais estável e apresenta menos ruído para reconstrução em tomógrafo de alta velocidade de raios gamas. Na Figura 33, pode se perceber que o PSIRT apresentou melhores resultados nos intervalos de integração de 1ms e 50ms, mas perdeu no intervalo de 15ms, mesmo assim o PSIRT apresentou menos ruído do que o ILST como pode ser percebido pelo padrão da imagem.

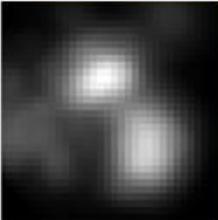
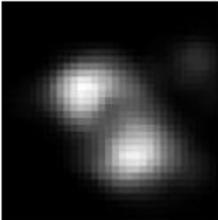
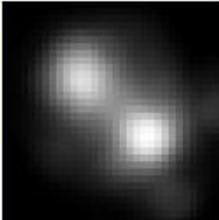
Tempo de Integração	1ms	15ms	50ms
Método			
ILST (Iterative Least Squares Technique)	 RMSE: 0.341	 RMSE: 0.287	 RMSE: 0.293
PSIRT	 RMSE: 0.322	 RMSE: 0.309	 RMSE: 0.289

Figura 33. Tabela comparativa das imagens reconstruídas pelos dois métodos em diferentes intervalos de integração e seus respectivos RMSE (MELO, 2012, p. 5, adaptado pelo autor).

Com essa experimentação foi possível perceber uma sensibilidade a ruído até agora não apresentada. Como também são perceptíveis as capacidades do método para reconstrução, dada a qualidade da imagem gerada e um bom RMSE para a configuração o tomógrafo.

Essa versão foi experimentada com 76437 *frames*, obtendo diferentes performances. Melo (2012) classifica os resultados em seis grupos como mostra a Figura 34, a seguir:

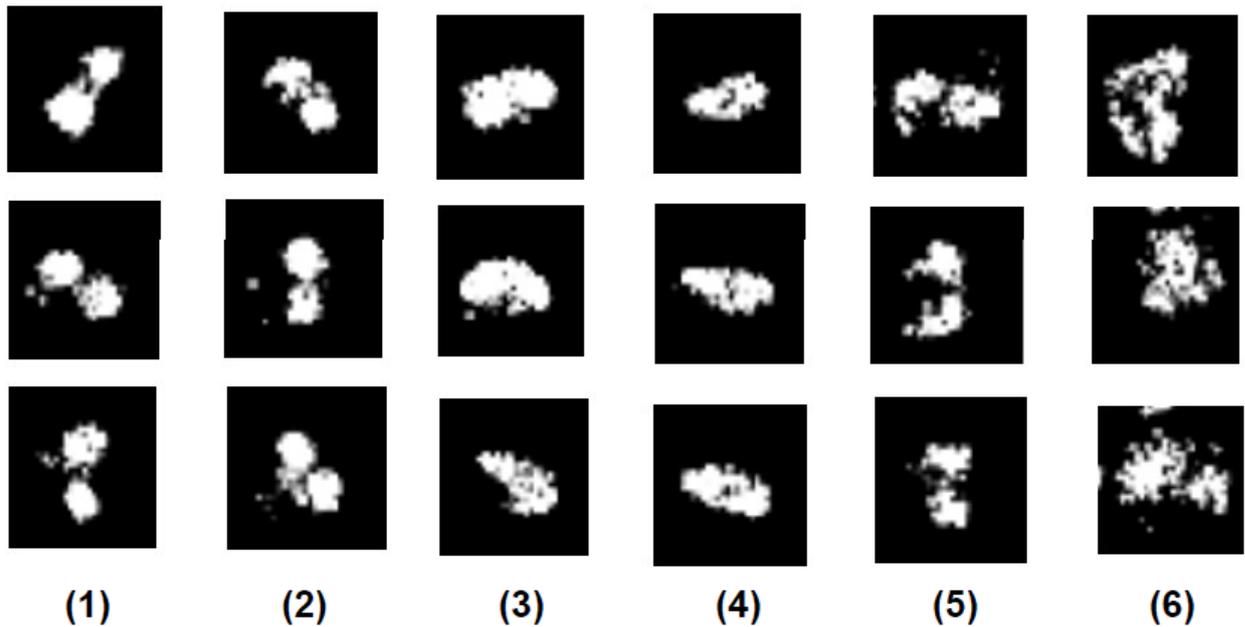


Figura 34. Classificação das imagens reconstruídas pelos dois métodos em diferentes intervalos de integração e seus respectivos RMSE. (MELO, 2012, p. 7).

Sendo o grupo 1 formado pelas reconstruções que respeitam a forma dos dois círculos, o grupo 2 formado pelos que apenas respeitam a forma de um dos círculos, o grupo 3 formado pelos que não detectam a distância entre os círculos, o grupo 4 formado pelos que apresentam formas distorcidas e também não detectam a distância entre os círculos, o grupo 5 constituído pelos cuja a forma é altamente distorcida embora consigam detectar e separar os dois círculos e, finalmente, o grupo 6 formados pelos que apresentam todos os artefatos citados.

Realizaram-se três amostragens desses dados, conforme descrito a seguir:

A primeira feita com a retirada de 800 amostras que tinha o menor tempo de integração obtendo a seguinte distribuição de frequência por grupo: 1.23%, 10.75%, 3.36%, 15.01%, 22.51% e 47.14%, a alta incidência de imagens no grupo 6, mostrando que a quantidade de ruído inserido em baixos intervalos de integração prejudicaram a qualidade de resultado;

A segunda foi realizada com uma amostra de 342 imagens, usando tempo de integração de 20ms e 35ms, apresentando a seguinte distribuição de frequência: 4.39%, 20.18%, 7.02%, 16.67%, 24.56%, e 27.19%. A maior incidência do grupo 1 e 2 e a diminuição do grupo 3 mostra uma melhora no resultado; e,

A terceira onde foram tiradas no intervalo de integração de 100ms e foi apresentada a seguinte distribuição: 1.72%, 21.03%, 6.01%, 48.50%, 13.73% e 9.01%, mostrando que o algoritmo responde melhor para sinogramas com melhor taxa de sinal-ruído.

Capítulo 6 – Conclusões

Neste capítulo são apresentadas considerações finais sobre esse trabalho, as contribuições que o mesmo proporcionou, as limitações enfrentadas e trabalhos futuros para o desenvolvimento do PSIRT.

6.1. Considerações Finais

O desenvolvimento do trabalho foi muito importante e gerou grande aprendizagem sobre o processo científico, também do ponto de vista de aplicação, dado que tivemos oportunidade de rodar o projeto com dados reais. No mais, o projeto obteve bons resultados e ainda apresenta uma enorme quantidade de modificações na abordagem que podem gerar mais e melhores resultados.

6.2. Contribuições

O PSIRT contribui para algoritmos de reconstrução criando uma nova abordagem para solução desse tipo de problema. Além disso, o PSIRT, devido a seu resultado ter uma fidelidade maior à forma do que outros métodos gera interesse para uso junto a outros métodos, onde o mesmo funciona como máscara para eliminação de ruído espacial que não respeita a forma do objeto.

6.3. Limitações

Inicialmente encontramos problemas para desenvolvimento da abordagem, sendo necessários vários testes de possibilidades para encontrar melhores rumos para usar na abordagem, como também várias validações, tanto com dados reais, quanto com dados simulados.

Fora isso, as mudanças de configurações dos tomógrafos exigem grandes etapas de validação e modificações, para melhorar o desempenho do mesmo. Por fim, o algoritmo ainda

não possui alta *performance* no quesito tempo, assim tornando testes de maior porte impossíveis de serem realizados no atual hardware disponível para a geração do resultado.

6.4. Trabalhos Futuros

Considerando alguns problemas citados no trabalho, os próximos passos para o PSIRT seriam:

- Aumento na *performance* do método para sistemas de tempo real;
- Modificação na abordagem de discretização em pixels naturais para o fanbeam 5x17;
- Experimentação do uso do PSIRT como máscara para livrar outros métodos de ruído; e,
- Implantação do PSIRT para uso em algum caso real.

Considerando os tópicos levantados, vemos que ainda há muito trabalho para frente e uma gama de possibilidades para o desenvolvimento e melhoria do método. Sendo assim, concluímos este trabalho que é mais uma contribuição para o desenvolvimento e pesquisa sobre o método.

Referências

GORDON, Richard; BENDER, Robert e HERMAN, Gabor. “Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for Three Dimensional Electron and X-Ray Photography”. *J fo Theor. Biol.* Vol 29, pp 471-481 (1970).

KAIST, Departament of Chemistry Electrochemistry Laboratory. Disponível em: <http://elchem.kaist.ac.kr/vt/chem-ed/spec/beerslaw.htm>. Acesso em 01/05/2012.

MAAD R. (2009), Design Optimization of High Speed Gamma-Ray Tomography. *Ph.D. Thesis* – University of Bergen. Disponível em: <http://elchem.kaist.ac.kr/vt/chem-ed/spec/beerslaw.htm>, acesso em 27/05/2012.

MELO, Silvio; MOREIRA, Ícaro; DANTAS, Carlos; JOHANSEN, GeirAnton; HJERTAKER, Bjorn e MAAD, Rachid. The Particle System Iterative Reconstruction Technique in a High Speed Gamma-ray Tomograph. In: 6th International Symposium on Process Tomography, Cidade do Cabo, África do Sul, 26 – 28/03/2012.

MICHAELIS. Moderno Dicionário da Língua Portuguesa. Disponível em: <http://michaelis.uol.com.br>, acesso em 03/06/2012.

NOBELPRIZE. "Wilhelm Conrad Röntgen - Biography". Disponível em: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/rontgen-bio.html. Acesso em: 22/04/2012.

SIEMENS. Computed Tomography - Its History and Technology. Disponível em: http://www.medical.siemens.com/siemens/zh_CN/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf. Acesso em: 22/04/2012

VASCONCELOS, Geovane; MELO, Sílvio; DANTAS, Carlos; MALTA, Ícaro; OLIVEIRA, Renato e OLIVEIRA, Eric. A Particle System Approach to Industrial Tomographic Reconstruction. In: IOP Publishing – Measurement Science and Technology, 22 (2011) 104003 (7 pp) doi: 10.1088/0957-0233/22/10/104003.

VASCONCELOS, Geovane Vitor; MELO, Sílvio de Barros; DANTAS, Carlos Costa; MOREIRA, Ícaro Malta; OLIVEIRA, Eric Ferreira. A Comparison of PSIRT against algebraic methods in industrial configurations with natural pixels. In: International Nuclear

Atlantic Conference – INAC 2011. Belo Horizonte, MG, Brazil, October 24-28, 2011.
Associação Brasileira de Energia Nuclear – ABEN. ISBN: 978-85-99141-04-5.