

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO
DINÂMICO PARA O *BIOSPECKLE***

CRYSTTIAN ARANTES PAIXÃO

2009

CRYSTTIAN ARANTES PAIXÃO

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DINÂMICO PARA O
*BIOSPECKLE***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras,
como parte das exigências do Curso de Mestrado em Engenharia
de Sistemas, área de concentração em Modelagem de Sistemas
Biológicos, para obtenção do título de “Mestre”.

Orientador

Prof. Antonio Tavares da Costa Jr.

LAVRAS
MINAS GERAIS-BRASIL

2009

**Ficha Catalográfica Preparada pela Divisão de Processos Técnicos da
Biblioteca Central da UFLA**

Paixão, Crysttian Arantes.

Desenvolvimento de um modelo dinâmico para o *Biospeckle* /
Crysttian Arantes Paixão – Lavras : UFLA, 2009.

113 p. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Lavras, 2009.

Orientador: Antonio Tavares da Costa Jr.

Bibliografia.

1. Modelo dinâmico. 2. *Biospeckle*. 3. Simulação. I. Universidade
Federal de Lavras. II. Título.

CDD – 681.4148

CRYSTTIAN ARANTES PAIXÃO

**DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DINÂMICO PARA O
*BIOSPECKLE***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Curso de Mestrado em Engenharia de Sistemas, área de concentração em Modelagem de Sistemas Biológicos, para obtenção do título de “Mestre”.

APROVADA em 26 de fevereiro de 2009

Prof. Samuel Maier Kurcbart - DCNAT - UFSJ

Prof. Sérgio Martins de Souza - DEX - UFLA

Prof. Roberto Alves Braga Júnior - DEG - UFLA

Prof. Antonio Tavares da Costa Jr.
Universidade Federal Fluminense
UFF
(Orientador)

LAVRAS
MINAS GERAIS-BRASIL

“Há quem me julgue perdido, porque ando a ouvir estrelas. Só quem ama tem ouvido para ouvi-las e entendê-las...”

(Olavo Bilac)

*A Deus,
À minha família,
Aos meus irmãos,
Aos meus pais,
Aos meus avós,
Aos meus amigos,
Ofereço.*

*À minha Mãe, Cássia, aos meus irmãos, Richard e Emanuelle, aos meus avós,
Maria Isabel e Gabriel e ao meu Tio João
Dedico.*

AGRADECIMENTOS

Uma vitória é constituída por muitas etapas e, em cada uma delas, é possível contar com a colaboração, apoio, incentivo, compreensão, torcida e expectativa de várias pessoas que ajudam a fazer a diferença.

Vencer, antes de tudo, é uma conquista conjunta de professores, do orientador, de amigos, de familiares e do estudante que conclui um Mestrado.

Assim agradeço a muitas pessoas que ajudaram a fazer a diferença.

Aos funcionários dos departamentos onde desenvolvi as minhas atividades, pelo auxílio, ajuda e apoio.

Aos mestres sem dúvida dedico grande parte de meu sucesso. Sem os seus ensinamentos e instruções, esse projeto não poderia ser concluído.

Ao grupo de física da UFLA do qual já participo há muitos anos e que sempre me auxiliou nas dúvidas e nas colaborações com o projeto.

À professora Iraziet Charret, pela ajuda e pela sala emprestada para desenvolver os meus estudos e o projeto de pesquisa.

Ao meu orientador, Antonio Tavares, pela ajuda, empenho e paciências nesses anos. Foram muitos os e-mails, as conversas através de chat, e os deslocamentos de Niterói a Lavras para auxiliar no planejamento, execução e conclusão deste trabalho.

Aos colegas de mestrado com os quais convivi durante a fase de estudos. Quantas horas dedicadas para se adquirir um pouco a mais de conhecimento, quantas conversas e risadas que ajudaram a descontraír. E pela ajuda e colaborações sempre em boa hora.

Aos amigos que de alguma forma colaboraram para que se pudesse desenvolver e concluir esse projeto. Mesmos nas simples atitudes, como palavras de incentivo e apoio, foram fundamentais para que se pudesse chegar aqui.

Nessa caminhada, perdemos pessoas que foram e são fundamentais para o nosso sucesso, mas que por motivos que somente Deus pode explicar não estão mais entre nós. Em especial, ao meu Avó Gabriel, a quem durante toda a minha vida, considerei como um pai.

À minha avó Maria Isabel (Vó Tota) e Tio João que, quando tinha uma folga, estava em sua casa para descansar e revigorar para enfrentar os estudos.

A minha mãe, Cássia, que lutou por toda uma vida para poder dar a mim e meus irmãos oportunidade de alcançarmos o sucesso. Hoje posso dizer que todo o seu empenho foi de grande importância para o meu sucesso, à você, meu amor e gratidão eternos.

À minha família, que as vezes, mesmo sem saber o que eu estudava, e nem entender o porquê de tantas horas de esforço, dedicação e em muitas horas de leitura solitária, nunca negaram apoio e incentivo. Somente pelo fato de ter como a que eu tenho, posso afirmar que sou um vencedor, meu amor e gratidão eternos a vocês.

Agradeço à FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) pelas bolsas concedidas para auxiliar no desenvolvimento desse projeto.

À banca, composta por Samuel Maier Kurcbart, Sérgio Martins de Souza e Roberto Alves Braga Júnior que aceitaram o convite que lhes foi feito e, dessa forma, e colaboraram para a conclusão deste projeto.

Ao Departamento de Engenharia pela oportunidade no curso de Mestrado em Engenharia de Sistemas, o qual possibilitou, através de seus professores e disciplinas desenvolver este trabalho.

Ao Departamento de Ciências Exatas que através de sua estrutura, disciplinas e professores auxiliaram também no desenvolvimento deste trabalho.

À Universidade Federal de Lavras pela estrutura e oportunidade de desenvolver esse projeto.

Meus sinceros agradecimentos a todos que os que participaram desta fase importante da minha vida.

A Deus, pela inspiração, pela força, pelos momentos concedidos para fazer com que essa vitória pudesse ser valorizada, eu agradeço eternamente.

SUMÁRIO

RESUMO	i
ABSTRACT	ii
1 INTRODUÇÃO	1
2 ONDAS	8
3 MOVIMENTO BROWNIANO	31
4 BIOSPECKLE	36
5 MODELO DINÂMICO	50
5.1 Modelo dinâmico unidimensional	51
5.2 Resultados para o modelo dinâmico unidimensional	53
5.3 Modelo dinâmico bidimensional	82
5.4 Resultados para o modelo dinâmico bidimensional	84
6 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	107
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	111

RESUMO

PAIXÃO, Crysttian Arantes. **Desenvolvimento de um modelo dinâmico para o *biospeckle***. 2008. 113 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas) - Universidade Federal de Lavras, Lavras, MG. *

Neste trabalho elaboramos um modelo microscópico dinâmico simples para descrever as principais características do fenômeno conhecido como *speckle* dinâmico, ou *biospeckle*. O *biospeckle* é um padrão de interferência que se forma quando uma superfície de origem biológica é iluminada com luz coerente. As características dinâmicas do *biospeckle* vem sendo investigadas como possíveis ferramentas de avaliação da qualidade de produtos biológicos. Nosso modelo, apesar de muito simples, consegue reproduzir qualitativamente as principais características do *biospeckle* real. Conseguimos correlacionar variações num parâmetro microscópico, associado ao movimento das partículas que compõem a superfície biológica, com variações num parâmetro macroscópico que mede a taxa de variação do padrão de interferência dinâmico. Mostramos que esta correlação só ocorre dentro de uma faixa limitada de valores do parâmetro microscópico. Mostramos ainda como nosso modelo é capaz de descrever superfícies não uniformes e compostas por mais de um tipo de partícula.

Palavras-chave: Modelo Dinâmico, *Biospeckle*, Simulação.

***Orientador:** Antonio Tavares da Costa Jr. - Universidade Federal Fluminense - UFF

ABSTRACT

PAIXÃO, Crysttian Arantes. **Development of a dynamic model for the biospeckle**. 2008. 113 p. Dissertation (Master in Systems Engineering) - Universidade Federal de Lavras, Lavras, MG.*

In this work we developed a simple microscopic dynamic model to describe the main characteristics of the phenomenon known as dynamic speckle, or biospeckle. The biospeckle is an interference pattern produced when a sample of biological origin is illuminated with coherent light. The characteristics of the biospeckle have been investigated as possible tools for assessing the quality of products of biological origin. Our model, despite its simplicity, can reproduce qualitatively the main characteristics of actual biospeckle. We were able to show the existence of strong correlations between variations in a microscopic parameter, associated with the movement of particles on the biological surface, with changes in a macroscopic parameter which measures the changes in the dynamic interference pattern. We have shown that this correlation only occurs within a limited range of values of the microscopic parameter. We also show that our model is capable of describing non-uniform samples and samples consisting of more than one kind of particle.

Keywords: Dynamical model, Biospeckle, Simulation.

***Guidance:** Antonio Tavares da Costa Jr. - Universidade Federal Fluminense

1 INTRODUÇÃO

A formação de imagens é um tema complexo e fascinante, que influencia direta ou indiretamente todas as áreas do conhecimento humano. Uma fração considerável da tecnologia atual está voltada para equipamentos que usam e/ou produzem imagens para os mais diversos fins. A avaliação da qualidade dos mais diversos produtos tem, quase sempre, um componente “visual”, que pode ser humano ou não. A avaliação visual tradicional utiliza a formação de imagens de objetos macroscópicos iluminados por luz incoerente, ou seja, os fenômenos de interferência e difração têm pouca ou nenhuma influência na imagem a ser analisada. Este tipo de avaliação é bastante limitada e, em geral, fornece apenas informações superficiais e subjetivas sobre o objeto avaliado.

Por outro lado a formação de imagens de objetos de dimensões reduzidas, iluminados por luz coerente, por outro lado, pode ser bastante complexa, mas pode também fornecer informações muito mais detalhadas sobre o objeto, inclusive sobre sua estrutura microscópica. As chamadas técnicas interferométricas possuem ainda a característica de serem facilmente quantificáveis. Isso significa, entre outras coisas, que é possível automatizar a análise através deste tipo de técnica.

Dentre as vantagens das técnicas de avaliação visual, podemos destacar que elas são não destrutivas, não invasivas e dispensam o contato com a amostra para a coleta de informações sobre o objeto estudado.

Especificamente, uma das grandes vantagens dos métodos interferométricos especificamente está na capacidade de detectar características de dimensões reduzidas com grande precisão. Isso só é possível porque o fenômeno de interferência é controlado por diferenças de caminho da ordem de alguns comprimentos de onda da luz utilizada, como veremos mais tarde.

As técnicas de análise visual são de implementação relativamente simples:

necessitam basicamente de dispositivos para captação das imagens dos objetos (câmeras CCD, por exemplo), fonte de iluminação adequada (para as técnicas interferométricas é utilizado o laser) e computador com recursos de processamento adequados. Em suma, todos os equipamentos necessários têm custo reduzido e são facilmente encontrados no mercado. Existe uma gama de aplicações para essas técnicas. Entre elas podemos destacar a avaliação de materiais, comportamento mecânico, análise de tensões, propriedades mecânicas, entre outras (Pires et al., 2002).

Uma das técnicas interferométricas utilizadas para a avaliação de superfície é a análise do padrão de *speckle*. O termo, em inglês, *speckle* se refere ao “granulado” presente nas imagens que se formam a partir da interferência dos raios que retornam da superfície iluminada por luz coerente. A forma da distribuição desses grãos que aparecem na imagem de *speckle* diz respeito à distribuição dos dispersores presentes na superfície, e/ou próximos a ela. Ou seja, a imagem de *speckle* armazena informações sobre o material iluminado e, com tratamentos adequados, é possível extrair essas informações e aplicá-las em um processo de avaliação.

Quando uma superfície estática é iluminada com luz coerente, os raios que são refletidos formam um padrão de interferência aleatório, denominado *speckle*, que apresenta características remanescentes da superfície. Se a mesma luz coerente incide sobre uma superfície cujas características variam com o tempo, o padrão de interferência formado também é dinâmico e suas características estão correlacionadas com as propriedades dinâmicas da superfície iluminada. Este padrão de interferência aleatório dinâmico é denominado *speckle* dinâmico ou *biospeckle*, se a superfície em questão for de origem biológica.

Neste caso é possível avaliar o grau de atividade biológica da superfície através das características dinâmicas do *biospeckle*. Assim, as técnicas interfero-

métricas possibilitam medir a atividade biológica do objeto iluminado. Tal atividade, dependendo do objeto, possui grande utilidade. Em especial, no caso de tecidos biológicos, podemos avaliar diversas características, tais como o nível de maturação, a viabilidade, resistência e densidade com relação a diferentes composições do tecido. Resumindo, com relação ao nível de atividade biológica podemos inferir sobre o comportamento do tecido biológico através da análise do *biospeckle*.

Alguns trabalhos já utilizam essa técnica de biospeckle para poder inferir sobre o comportamento de vários objetos.

O trabalho desenvolvido por Ribeiro et al. (2004) utiliza essa técnica para tratar da mobilidade molecular em biscoitos de polvilho. A técnica é usada para avaliar a variação da mobilidade molecular em amostras de biscoito acondicionadas em ambiente com diferentes níveis de umidade relativa. Como os biscoitos são expostos em prateleiras, é de interesse determinar a taxa de absorção do teor de água com diferentes configurações de ambiente para que se possa determinar uma melhor faixa de umidade onde o biscoitos possam ser acondicionado para que se tenha uma maior vida útil de exposição maior. Dependendo da taxa de absorção e da umidade do ambiente, o biscoito de polvilho pode sofrer amolecimento, que é refletido numa variação das características dinâmicas do *biospeckle*. Quanto maior a atividade na superfície do objeto iluminado, maior será o “amolecimento” da superfície do biscoito. A técnica de *biospeckle* conseguiu detectar as mudanças na mobilidade molecular no biscoito com diferentes formulações e componentes.

Essa técnica também foi utilizada por Nascimento et al. (2004) para realizar a avaliação de ejaculares *in natura* de reprodutores ovinos. Para avaliar a fertilidade dos reprodutores, é utilizado a avaliação da cinética espermática por

meio da microscopia de luz, um método tradicional porém subjetivo. Assim, para poder validar essa técnica, foi utilizada a técnica do *biospeckle* em conjunto com a microscopia de luz em amostras de semên de reprodutores ovinos. O método foi aplicado comparando o turbilhonamento (mobilidade em massa), vigor e motilidade individual dos ejaculados, avaliados pela microscopia de luz com características dinâmicas da superfície do *biospeckle*. Os resultados obtidos relataram que a microscopia de luz, através do turbilhonamento e vigor e com relação às características dinâmicas do *biospeckle*, apresentam boa sensibilidade na medida da cinética espermática e mostraram que a técnica de *biospeckle* pode ser aplicada na avaliação com objetividade.

A técnica de *biospeckle* também foi utilizada por Enes et al. (2006) em tecidos vivos e mortos de feijão durante a perda de água. Este trabalho teve como objetivo entender a correlação existente entre a umidade na semente e o *biospeckle*. Foram iluminados diversos conjuntos de sementes, devidamente preparadas e condicionadas às diferentes situações. Através das características dinâmicas do *biospeckle*, diferentes níveis de atividade apresentadas pelas sementes com relação ao seu estado, vivas ou mortas, assim como em relação ao seu teor de água.

No trabalho sobre a aplicação do *biopeckle* para avaliar secagem de tinta apresentado por Amalvy et al. (2001), a técnica consegue identificar diferentes etapas no processo de secagem. Quando o solvente presente na tinta, neste caso a água, evapora durante a secagem, a atividade da superfície (a camada de tinta) se altera. Neste caso, a técnica do *biospeckle* consegue fornecer duas informações: a primeira referente à taxa de secagem das tintas e a segunda, com relação aos índices de refração dos componentes da tinta (partículas de pigmentos e látex).

Braga Jr. et al. (2005), apresentam o uso da técnica de *biospeckle* para a detecção de fungos em sementes de feijão. Na produção de sementes, uma das eta-

pas de grande importância é o teste da qualidade das sementes. Existem diversos métodos de análise bem como diferentes grupos de agentes patológicos. Sendo assim, a avaliação através de um único método é algo complicado para a detecção dos agente biológicos. A atividade biológica presente em sementes pode apresentar diferenças devido à presença de fungos. Assim realizou-se o experimento com sementes com e sem contaminação. O *biospeckle* conseguiu identificar diferentes áreas com atividade biológica através das características dinâmicas do *biospeckle*, que se mostrou, mais uma vez, também útil também para a detecção de fungos.

Como podemos ver, em diferentes situações ou trabalhos, a técnica interferométrica através do padrão de speckle mostrou ser de grande utilidade. Assim, torna-se necessário conhecer o funcionamento dessa técnica de uma forma mais rigorosa.

Escolhemos descrever a superfície através de um conjunto de objetos que espalham luz como fontes pontuais e caminham aleatoriamente, descrevendo um movimento browniano com um tamanho de passo fixo $\bar{\lambda}$. Este parâmetro e o número de objetos N são os dois únicos parâmetros ajustáveis do modelo. A escolha por descrever a superfície como um conjunto de espalhadores pontuais é uma simplificação bastante radical, mas justifica-se por dois motivos: primeiro, esta é uma primeira tentativa de modelar o fenômeno e é razoável adotarmos o modelo mais simples possível para verificar se ainda conseguimos descrever as características essenciais do fenômeno. Além disso, estamos interessados principalmente nas características dinâmicas do speckle, que devem depender mais fortemente de como os espalhadores se movem do que dos detalhes de como eles espalham a luz incidente.

No modelo, assumir que a superfície é descrita por espalhadores que funcionam como fontes pontuais significa dizer que estes refletem, igualmente em

todas as direções, os feixes de luz que sobre si incidem. A luz espalhada será observada num anteparo plano, onde os feixes provenientes das várias fontes vão se combinar de acordo com as regras de interferência para gerar o padrão de speckle.

O comportamento dinâmico dos espalhadores deve reproduzir os principais aspectos do comportamento das partículas biológicas iluminadas (células e organelas) em um tecido biológico, a fim de fornecer ao modelo uma boa representação do objeto. O comportamento das partículas é descrito pelo movimento browniano, que descreve o movimento de partículas que se deslocam de forma aleatória em um meio.

Nosso objetivo é elaborar um modelo microscópico para a geração do *biospeckle* que mostre a correlação entre as propriedades dinâmicas do objeto dispersor e as propriedades dinâmicas do padrão de interferência.

O objetivo do desenvolvimento do modelo é propiciar melhor compreensão da relação entre o fenômeno modelado e as propriedades do sistema em questão. Estas situações aparecem no modelo através de diferentes configurações dos seus parâmetros. O modelo pode ser considerado uma representação simplificada de um objeto ou fenômeno real e se conseguirmos entender como o modelo se comporta com relação a diferentes configurações dos parâmetros e qual a influência que cada um possui sobre o modelo, teremos condições de estender as conclusões sobre o comportamento do sistema modelado. Basicamente, construímos um modelo para que se possa compreender minuciosamente o que modelamos, extraindo deste as características que possam ser úteis.

Esta dissertação está dividida da seguinte forma. Inicialmente introduzimos as propriedades fundamentais das ondas eletromagnéticas relevantes para este trabalho. Em seguida, dedicamos uma seção para expor as principais propriedades do movimento browniano de forma simples.

A seguir, apresentamos o modelo que utilizamos para descrever a formação do *biospeckle* em conjunto com os resultados obtidos. No último capítulo, apresentamos nossas conclusões e considerações finais.

2 ONDAS

A luz é uma onda eletromagnética, ou seja, é uma configuração do campo eletromagnético que se propaga no espaço obedecendo a uma equação de onda do tipo

$$\nabla^2\psi = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2\psi}{\partial t^2} \quad (1)$$

onde ψ é qualquer uma das componentes do campo eletromagnético, c é a velocidade da luz e $\nabla^2\psi = \frac{\partial^2\psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2\psi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2\psi}{\partial z^2}$.

Esta é uma equação diferencial parcial linear. É fácil mostrar que, se $\psi_i(r)$, $i = 1, 2, \dots$ são soluções de 1, então qualquer combinação linear da forma 2 também será solução,

$$\sum_i \alpha_i \psi_i(r) \quad (2)$$

sendo α_i constantes complexas quaisquer. Este resultado, além de permitir analisar as soluções gerais da equação de onda em termos de soluções particulares simples (ondas harmônicas, por exemplo), tem uma consequência física importante: o efeito combinado de duas ou mais ondas eletromagnéticas que atingem um certo ponto do espaço é a soma dos efeitos de cada uma das ondas. Este resultado, conhecido como princípio da superposição, estabelece que: quando duas ou mais ondas se encontram em um ponto do espaço em um determinado instante de tempo, estas formam uma nova onda que continua a ser do mesmo tipo daquelas que a formaram, porém a sua forma é a combinação linear das duas. A essa combinação de onda é dado o nome de superposição.

O resultado da superposição de ondas é denominado interferência. A interferência entre duas ondas de mesma intensidade e frequência, por exemplo, pode

fazer com que a intensidade resultante assuma qualquer valor no intervalo que vai de zero (interferência completamente destrutiva) a quatro vezes o valor da intensidade de cada uma delas (interferência completamente construtiva). A característica que determina o valor da intensidade resultante é a diferença de fase entre as duas ondas.

Vamos calcular a onda resultante ψ da combinação de duas ondas que se propagam em uma dimensão, ψ_1 e ψ_2 .

Seja $\psi_1 = \alpha_{01}e^{i(k_1x_1 - \omega_1t + \delta_1)}$ e $\psi_2 = \alpha_{02}e^{i(k_2x_2 - \omega_2t + \delta_2)}$, com α_{0i} sendo as amplitudes, k_i os número de ondas, ω_i as frequências angulares e sendo δ_i as fases. Assim, a onda resultante ψ fica definida como:

$$\psi = \psi_1 + \psi_2 \quad (3)$$

$$\psi = \alpha_{01}e^{i(k_1x_1 - \omega_1t + \delta_1)} + \alpha_{02}e^{i(k_2x_2 - \omega_2t + \delta_2)} \quad (4)$$

Veja que ψ , definida na Equação 4 é uma onda complexa que depende das características de cada onda. Assim, vamos avaliar a influência de cada componente das ondas que estão se superpondo e gerando a onda resultante ψ .

É fácil mostrar que, se as duas ondas têm frequências diferentes, a intensidade resultante varia rapidamente no tempo, com uma taxa próxima da frequência mais alta. Para ondas com frequências na região do espectro eletromagnético visível, isso significa taxas de variação da ordem de 10^{16} Hz. Nossos olhos e os instrumentos de detecção convencionais normalmente fazem médias temporais da intensidade em intervalos muito maiores do que 10^{-16} s. Sendo assim, os efeitos de interferência que nos interessam só são observáveis se as ondas que interferem tiverem frequências (e, portanto, números de onda) iguais: $k_1 = k_2 = k$

e $\omega_1 = \omega_2 = \omega$. Logo ψ da Equação 4 resulta em

$$\psi = \alpha_{01} e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} + \alpha_{02} e^{i(kx_2 - \omega t + \delta_2)} \quad (5)$$

Temos que $\delta = \delta_2 - \delta_1$ (diferença de fase), $x_2 = x_1$ e $\alpha = \alpha_01 = \alpha_02$.

Substituindo estas igualdades em 5:

$$\psi = \alpha e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} + \alpha e^{i(kx_2 - \omega t + \delta + \delta_1)} \quad (6)$$

e isolando as partes iguais,

$$\psi = \alpha e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} + \alpha e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} e^{i\delta} \quad (7)$$

obtemos ψ como:

$$\psi = \alpha e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} (1 + e^{i\delta}) \quad (8)$$

A intensidade é definida como $I \propto |\psi|^2$, ou seja, é proporcional ao quadrado do campo elétrico resultante, logo a intensidade de ψ fica:

$$I \propto |\psi|^2 \quad (9)$$

$$I \propto (\alpha e^{i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} (1 + e^{i\delta})) (\alpha e^{-i(kx_1 - \omega t + \delta_1)} (1 + e^{-i\delta})) \quad (10)$$

$$I \propto Re[(\alpha)^2 (2 + e^{i\delta} + e^{-i\delta})] \quad (11)$$

Sendo $Re()$ a parte real da constante complexa. Lembrando a identidade

de Euler, $e^{\pm\alpha} = \cos(\alpha) \pm i\sin(\alpha)$ e aplicando em 11:

$$I \propto 2\text{Re}[(\alpha)^2(1 + \cos(\delta))] \quad (12)$$

substituindo $\cos^2 t = \frac{1}{2}(1 + \cos(2t))$,

$$I \propto 4\text{Re}[(\alpha)^2(\cos^2(\frac{\delta}{2}))] \quad (13)$$

Analisando a Equação 12, podemos chegar às seguintes conclusões:

- Se a diferença de fase $\delta = (n + 1)\pi$, $n = 1, 2, 3, \dots$, $\cos(kx + \delta) = -1$. Assim, $I = 2\text{Re}(\alpha)^2(1 - 1) = 0$ e a intensidade da onda resultante é nula. Esse fenômeno recebe o nome de interferência completamente destrutiva.
- Se $\delta = n\pi$, $n = 1, 2, 3, \dots$, $\cos(kx + \delta) = 1$. Assim, $I = 2\text{Re}(\alpha)^2(1 + 1) = 4\text{Re}(\alpha)^2$ e a intensidade da onda resultante é quatro vezes a intensidade inicial. Esse fenômeno recebe o nome de interferência completamente construtiva.

Assim, como já havíamos mencionado, dependendo da diferença de fase δ , podemos ter valores de intensidade entre 0 e $4\text{Re}(\alpha^2)$, para ondas de mesma intensidade.

A análise acima supõe a existência de uma diferença de fase entre as ondas que interferem, sem se preocupar com a origem desta diferença. A origem mais comum de diferenças de fase entre ondas eletromagnéticas produzidas por uma mesma fonte, por exemplo, são as diferenças de tamanho nos caminhos ópticos percorridos por estas ondas. Vamos ilustrar isso com o experimento esquematizado na Figura 2. Suponhamos que existam duas fontes pontuais monocromáticas idênticas (ou seja, ambas emitem ondas com uma única frequência (ω) e com a

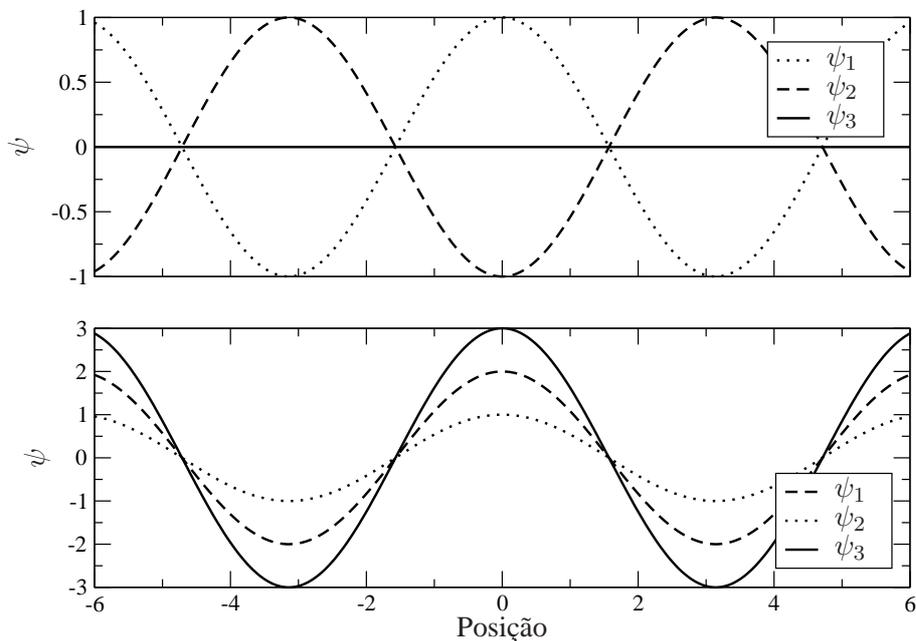


FIGURA 1 Ilustração da superposição de ondas. No gráfico acima, temos a interferência destrutiva de duas ondas, $\psi_1 = \cos(x)$ e $\psi_2 = \cos(x + \pi)$ formando $\psi_3 = \cos(x) + \cos(x + \pi)$. No gráfico abaixo, temos a interferência construtiva de duas ondas, $\psi_1 = 2 \times \cos(x)$ e $\psi_2 = \cos(x + 2\pi)$ dando origem a $\psi_3 = 2 \times \cos(x) + \cos(x + 2\pi)$.

mesma fase inicial. As fontes estão separadas por uma distância d e a interferência será observada num anteparo a uma distância D das fontes.

Vamos fazer uma aproximação para simplificar o cálculo do padrão de interferência a ser visualizado no anteparo: vamos supor que a distância entre as fontes e o anteparo (D) é muito maior que a distância entre as fontes (d), ou seja, $D \gg d$. Essa aproximação não é crítica, já que é relativamente simples obter essa condição no laboratório.

Sejam $\psi_1 = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)}$ e $\psi_2 = \alpha e^{i(kr_2 - \omega t)}$. A onda resultante ψ é definida como:

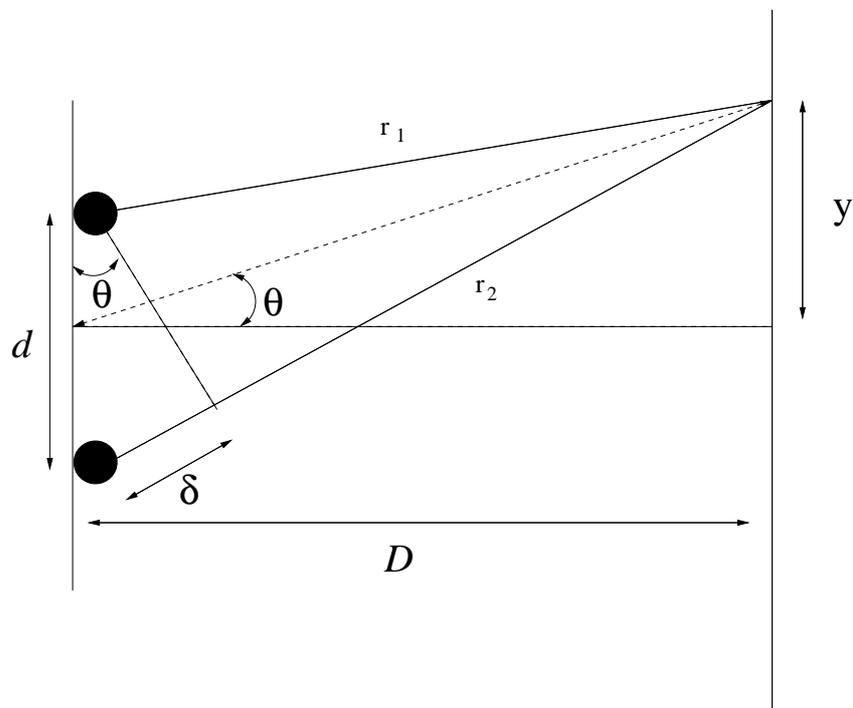


FIGURA 2 Esquema do padrão de interferência gerado em um ponto do anteparo por duas fontes. r_1 e r_2 são as trajetórias dos raios da fonte até o ponto no anteparo, d a distância entre as fontes, δ a diferença de fase e D a distância das fontes em relação ao anteparo.

$$\psi = \psi_1 + \psi_2 \quad (14)$$

$$\psi = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} + \alpha e^{i(kr_2 - \omega t)} \quad (15)$$

Como $D \gg d$, os raios r_1 e r_2 são praticamente paralelos e a diferença de fase δ pode ser definida como $\delta = r_2 - r_1$.

$$r_2 = r_1 + \delta \quad (16)$$

Voltando na Equação 15 e substituindo r_2 pela Equação 16, temos:

$$\psi = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} + \alpha e^{i(k(r_1 + \delta) - \omega t)} \quad (17)$$

$$\psi = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} + \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{ik\delta} \quad (18)$$

A onda resultante ψ fica definida:

$$\psi = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} (1 + e^{ik\delta}) \quad (19)$$

Estamos interessados em calcular a intensidade do padrão de interferência no anteparo. Assim, como a intensidade de uma onda é proporcional ao quadrado do campo elétrico resultante, $I \propto |\psi|^2$, a intensidade resultante fica

$$I \propto \alpha^2 e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{-i(kr_1 - \omega t)} (1 + e^{ik\delta})(1 + e^{-ik\delta}) \quad (20)$$

$$I \propto \alpha^2 (2 + e^{-ik\delta} + e^{ik\delta}) \quad (21)$$

Novamente, vamos usar a identidade de Euler $e^{\pm i\alpha} = \cos(\alpha) \pm i\sin(\alpha)$ e aplicá-la em 21:

$$I \propto \alpha^2 (2 + \cos(k\delta) - i\sin(k\delta) + \cos(k\delta) + i\sin(k\delta)) \quad (22)$$

Promovendo as simplificações:

$$I \propto \alpha^2 (2 + 2\cos(k\delta)) \quad (23)$$

A intensidade pode então ser representada como:

$$I \propto 2\alpha^2(1 + \cos(k\delta)) \quad (24)$$

Usando a identidade trigonométrica $\cos^2 t = \frac{1}{2}(1 + \cos(2t))$ na Equação 24, chegamos a:

$$I \propto 4\alpha^2 \cos^2\left(\frac{k\delta}{2}\right) \quad (25)$$

Vamos analisar novamente a Figura 2, veja que temos $\delta = d\sin(\theta)$. Como $D \gg d$, o $\sin(\theta)$ pode ser aproximado pela $\tan(\theta) = \frac{y}{D}$, logo tem-se que:

$$\delta = \frac{dy}{D} \quad (26)$$

Retornando em 25 e substituindo 26, ficamos com:

$$I \propto 4\alpha^2 \cos^2\left(\frac{kdy}{2D}\right) \quad (27)$$

Como $k = \frac{2\pi}{\lambda}$, substituindo na Equação 27, chegamos à intensidade da interferência gerada por duas fontes:

$$I \propto 4\alpha^2 \cos^2\left(\frac{\pi dy}{D\lambda}\right) \quad (28)$$

Analisando a Equação 28, podemos notar que a intensidade do padrão de interferência depende de várias variáveis: distância entre as fontes (d), distância entre as fontes e o anteparo (D), lembrando que $D \gg d$, posição no anteparo (y) e comprimento de onda (λ). Vamos analisar a influência da distância entre as fontes (d) e da posição no anteparo (y) no padrão de interferência.

Como exemplo, vamos construir o gráfico da interferência resultante de

duas fontes, estando $d = 1 \times 10^{-5}\text{m}$, $5 \times 10^{-5}\text{m}$ e $9 \times 10^{-5}\text{m}$ distantes uma da outra. O comprimento de onda $\lambda = 632 \times 10^{-9}\text{m}$, a distância do anteparo até as fontes $D = 1\text{m}$. O resultado pode ser visto na Figura 3. Note que, à medida que aumentamos a distância entre as fontes os picos de máximo se aproximam e ficam mais estreitos.

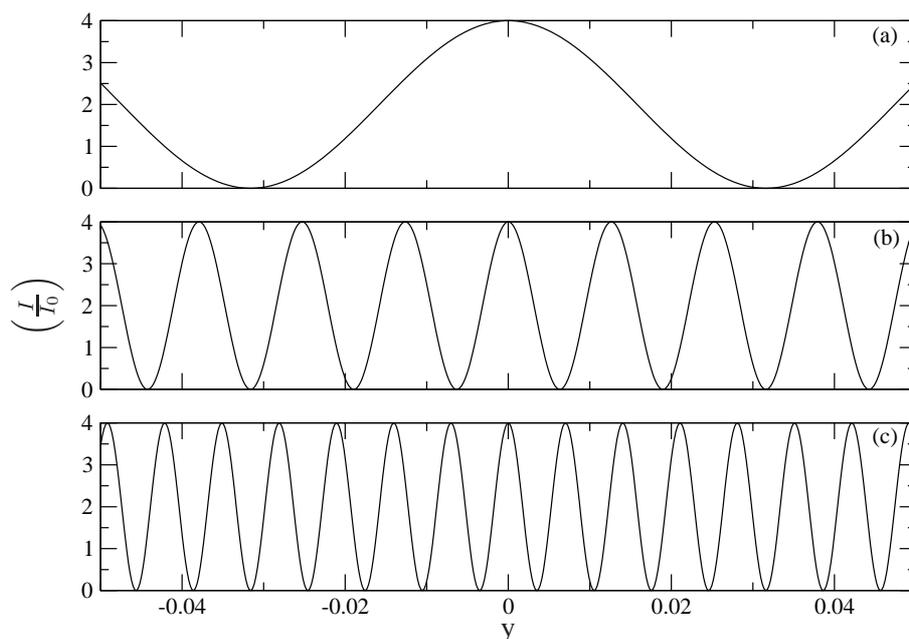


FIGURA 3 Esquema de formação do padrão de interferência gerado em um ponto do anteparo por duas fontes. O primeiro gráfico (a) foi obtido com $d = 1 \times 10^{-5}\text{m}$, o segundo (b) $d = 5 \times 10^{-5}\text{m}$ e o terceiro (c) $d = 9 \times 10^{-5}\text{m}$. Usou-se $\lambda = 632 \times 10^{-9}$ e $D = 1\text{m}$.

Dependendo da posição escolhida no anteparo para se calcular o valor da intensidade do padrão de interferência este poderá variar de 0 (interferência completamente destrutiva) até $4\alpha^2$ (interferência completamente construtiva).

Até agora calculamos o padrão de interferência gerado por duas fontes. Vamos expandir o nosso modelo para que possamos calcular o padrão para N fontes. A Figura 4 mostra um esquema da posição das fontes para a geração do

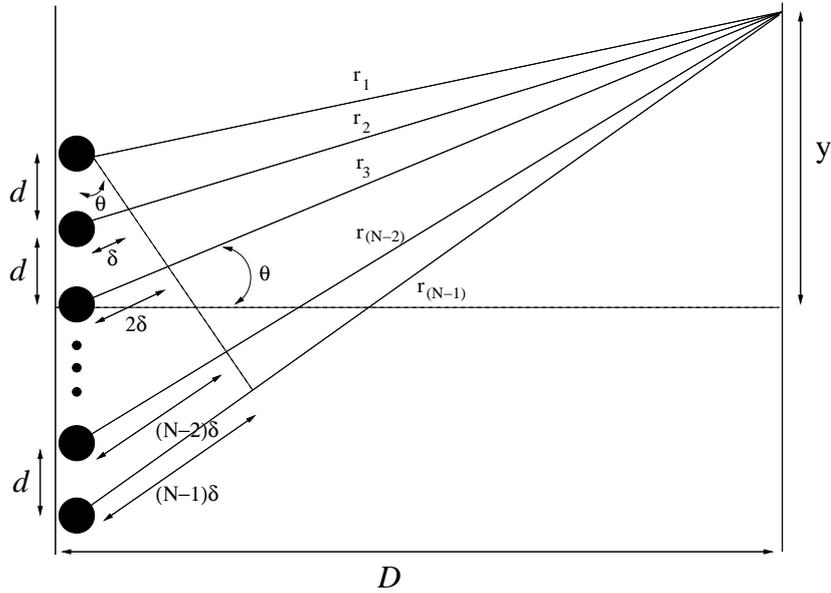


FIGURA 4 Esquema do padrão de interferência gerado em um ponto do anteparo por N fontes.

padrão de interferência.

Agora agora temos N fontes, todas com a mesma frequência ω e com diferença de fase δ constante, ou seja, são coerentes. As fontes estão distantes uma das outras em média d e, novamente, distantes D em relação ao anteparo. Todas as fontes emitem apenas ondas com frequência bem definida e monocromática e possuem a mesma amplitude inicial. Assim, a equação de onda fica definida como:

$$\psi_j = \alpha e^{i(kr_j - \omega t)} \quad (29)$$

Como a onda resultante é a combinação de todas as ondas que chegam ao ponto escolhido no anteparo, temos que:

$$\psi = \sum_{j=1}^N \alpha e^{i(kr_j - \omega t)} \quad (30)$$

Sendo N o número de fontes e r_j a trajetória que a onda faz da fonte até um ponto do anteparo.

Expandindo o somatório temos:

$$\psi = \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} + \alpha e^{i(kr_2 - \omega t)} + \dots + \alpha e^{i(kr_{N-1} - \omega t)} + \alpha e^{i(kr_N - \omega t)} \quad (31)$$

As fontes estão posicionadas como demonstrado na Figura 4. As respectivas trajetórias até um ponto em um anteparo estão defasadas em múltiplos inteiros de δ , ficando assim definidas:

$$\begin{aligned} r_2 &= r_1 + \delta \\ r_3 &= r_2 + \delta \\ r_4 &= r_3 + \delta \\ r_5 &= r_4 + \delta \\ &\vdots \\ r_{N-1} &= r_{N-2} + \delta \\ r_N &= r_{N-1} + \delta \end{aligned} \quad (32)$$

Realizando as substituições, temos que as trajetórias dos raios seguem até um ponto no anteparo, em que todas as fontes estão desfasadas em relação à primeira fonte, ficando os deslocamentos definidos como:

$$\begin{aligned}
r_2 &= r_1 + \delta \\
r_3 &= r_1 + 2\delta \\
r_4 &= r_1 + 3\delta \\
r_5 &= r_1 + 4\delta \\
&\vdots \\
r_{N-1} &= r_1 + (N-2)\delta \\
r_N &= r_1 + (N-1)\delta
\end{aligned} \tag{33}$$

Assim, as trajetórias das ondas emitidas pelas fontes dependem da trajetória da onda emitida pela fonte 1. Com isso, podemos calcular a diferença de fase para qualquer quantidade de fontes pela Equação 34.

$$r_N = r_1 + (N-1)\delta \tag{34}$$

Voltando na Equação 31 e substituindo os r_n pela Equação 34, temos:

$$\begin{aligned}
\psi &= \alpha e^{i(kr_1 - \omega t)} + \alpha e^{i(k(r_1 + \delta) - \omega t)} + \dots \\
&+ \alpha e^{i(k(r_1 + (N-2)\delta) - \omega t)} + \alpha e^{i(k(r_1 + (N-1)\delta) - \omega t)}
\end{aligned} \tag{35}$$

manipulando as exponenciais

$$\begin{aligned}
\psi &= \alpha (e^{i(kr_1 - \omega t)} + e^{i(k\delta)} e^{i(kr_1 - \omega t)} + \dots \\
&+ e^{i(k(N-2)\delta)} e^{i(kr_1 - \omega t)} + e^{i(k(N-1)\delta)} e^{i(kr_1 - \omega t)})
\end{aligned} \tag{36}$$

E colocando em evidência:

$$\psi = \alpha (e^{i(kr_1 - \omega t)}) (1 + e^{i(k\delta)} + \dots + e^{i(k(N-2)\delta)} + e^{i(k(N-1)\delta)}) \tag{37}$$

Podemos notar que o termo $(1 + e^{i(k\delta)} + \dots + e^{i(k(N-2)\delta)} + e^{i(k(N-1)\delta)})$ da Equação 37 é uma série geométrica. Assim, podemos substituí-lo pelo somatório da série, definido como:

$$S = \frac{q^n - 1}{q - 1} \quad (38)$$

Sendo $q = e^{ik\delta}$ a razão da série. Logo, temos

$$S = \frac{e^{ink\delta} - 1}{e^{ik\delta} - 1} \quad (39)$$

Manipulando a Equação 39 e substituindo em 37

$$\psi = \alpha(e^{i(kr_1 - \omega t)}) \frac{e^{ink\delta} - 1}{e^{ik\delta} - 1} \quad (40)$$

Vamos usar algumas operações para simplificar a Equação 40

$$\psi = \alpha(e^{i(kr_1 - \omega t)}) \frac{e^{\frac{ikN\delta}{2}}}{e^{\frac{ik\delta}{2}}} \left(\frac{e^{\frac{iNk\delta}{2}} - e^{\frac{-iNk\delta}{2}}}{e^{\frac{ik\delta}{2}} - e^{\frac{-ik\delta}{2}}} \right) \quad (41)$$

Usando novamente a identidade de Euler, $e^{\pm i\alpha} = \cos(\alpha) \pm i\sin(\alpha)$ e aplicando em 41, temos:

$$\psi = \alpha(e^{i(kr_1 - \omega t)}) e^{\frac{ik(N-1)\delta}{2}} \left(\frac{i\sin\left(\frac{kN\delta}{2}\right)}{i\sin\left(\frac{k\delta}{2}\right)} \right) \quad (42)$$

$$\psi = \alpha(e^{i(k(r_1 + \frac{(N-1)\delta}{2}) - \omega t)}) \left(\frac{i\sin\left(\frac{kN\delta}{2}\right)}{i\sin\left(\frac{k\delta}{2}\right)} \right) \quad (43)$$

$$\psi = \alpha(e^{i(k(\frac{2r_1 + (N-1)\delta}{2}) - \omega t)}) \left(\frac{\sin\left(\frac{kN\delta}{2}\right)}{\sin\left(\frac{k\delta}{2}\right)} \right) \quad (44)$$

Analisando o fato de que na Equação 44 temos $\frac{2r_1 + (N-1)\delta}{2}$, que é igual a

$\frac{r_1+r_1+(N-1)\delta}{2}$ e lembrando que $r_N = r_1 + (N - 1)\delta$

$$\psi = \alpha(e^{i(k(\frac{r_1+r_N}{2})-\omega t)}) \left(\frac{\sin(\frac{kN\delta}{2})}{\sin(\frac{k\delta}{2})} \right) \quad (45)$$

E que $\frac{r_1+r_N}{2}$ é a média dos r , definida como r_m , logo:

$$\psi = \alpha(e^{i(kr_m-\omega t)}) \left(\frac{\sin(\frac{kN\delta}{2})}{\sin(\frac{k\delta}{2})} \right) \quad (46)$$

Até o momento, já temos a equação da onda resultante da combinação dos campos elétricos de N fontes. Agora estamos interessados em calcular a intensidade do padrão de interferência, que é definido como:

$$I \propto |\psi|^2 \quad (47)$$

Então a intensidade I fica definida como:

$$I \propto \alpha^2(e^{i(kr_m-\omega t)})(e^{-i(kr_m-\omega t)}) \left(\frac{\sin(\frac{kN\delta}{2})}{\sin(\frac{k\delta}{2})} \right)^2 \quad (48)$$

$$I \propto \alpha^2 \left(\frac{\sin(\frac{kN\delta}{2})}{\sin(\frac{k\delta}{2})} \right)^2 \quad (49)$$

Como $k = \frac{2\pi}{\lambda}$, $\delta = \frac{dy}{D}$ e $I_0 = \alpha^2$, podemos substituí-los, resultando na intensidade:

$$I \propto I_0 \left(\frac{\sin(\frac{\pi N dy}{D\lambda})}{\sin(\frac{dy\pi}{D\lambda})} \right)^2 \quad (50)$$

Substituindo $N = 2$, podemos verificar que a fórmula da intensidade está correta. Neste caso, o resultado será igual ao da Equação 28 que fornece o valor da intensidade para duas fontes em um ponto do anteparo.

Sabendo que $\frac{\sin(Ny)}{\sin(N)} = \pm N$, temos que, quando $y = (n + 1)\frac{\pi}{2}$, a função tem valor máximo. Em nosso caso, $(\frac{dy\pi}{D\lambda}) = n\frac{\pi}{2}$, onde $n = 0, \pm 1, \pm 2, 3 \pm \dots$. Logo, a intensidade I nesses pontos é:

$$I \propto N^2 I_0 \quad (51)$$

Onde I_0 é a intensidade inicial de cada fonte e é proporcional a α^2 . Note que os valores podem ser obtidos pela Equação 51. Quando $N = 2$, a relação $\frac{I}{I_0} = 4$, $N = 3$, $\frac{I}{I_0} = 9$, ... Podemos concluir que o padrão de intensidade também está relacionado com o número de fontes.

Existe um outro fenômeno característico do movimento ondulatório que é conhecido como difração. Ela ocorre quando a onda atravessa pequenas aberturas, ou encontram obstáculos ou arestas relativamente agudas (Serway, 1996).

Vamos supor uma fenda que é atravessada por um feixe de luz. Caso a luz se propagasse em linha reta, o que teríamos em um anteparo, localizado à frente da fenda seria simplesmente uma região iluminada pelo feixe de luz e o restante seria todo escuro. O que ocorre realmente é o espalhamento da luz sobre o anteparo formando uma imagem resultante de interferências construtivas e destrutivas, apresentando franjas claras para as construtivas e escuras para as destrutivas. Este espalhamento ocorre segundo o princípio de Huygens (Tipler & Mosca, 2006). Quando o feixe de luz atravessa pequenas aberturas ou encontra obstáculos bem agudos que possuem dimensões próximas do comprimento de onda, faz com que ocorra o espalhamento do feixe de luz.

Inicialmente vamos tratar da difração de Fraunhofer que se caracteriza por apresentar o feixe de luz com raios aproximadamente paralelos. Este tipo de difração pode ser obtido colocando-se o anteparo a uma distância ideal da fenda, de forma que os raios que atravessem a fenda possam ser considerados como pa-

ralelos. Para calcular a intensidade do feixe de luz no anteparo, vamos considerar que a fenda tenha uma largura definida d e que seja composta por segmentos que atuem como fontes de ondas. Cada segmento pode emitir ondas que irão interagir com as ondas dos demais segmentos, como ilustrado na Figura 5.

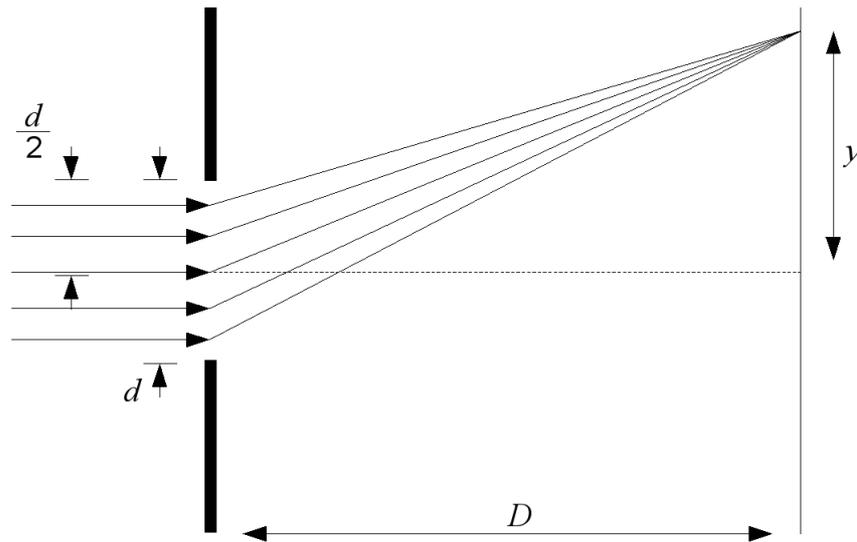


FIGURA 5 Ilustração do espalhamento da frente de onda através da difração de Fraunhofer.

O cálculo é realizado dividindo-se a fenda em duas partes de comprimento $\frac{d}{2}$, onde cada segmento irá atuar em conjunto com outro segmento distante $\frac{d}{2}$. Os segmentos da parte superior da fenda interferem de maneira destrutiva quando

$$\frac{d}{2} \sin(\theta) = \frac{\lambda}{2} \quad (52)$$

De acordo com a Equação 52, os pontos de mínimos serão encontrados quando $\sin(\theta)$ assumir os valores de $\frac{m\lambda}{d}$, onde $m = \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$ e os pontos de máximos estarão entre os pontos de mínimos.

Como dividimos a fenda em duas regiões, consideramos que os feixes in-

teragem dois a dois, de tal forma que a diferença de caminho entre eles (a fase) seja um múltiplo de meio comprimento de onda. Assim esses feixes sofrem interferência destrutiva.

Quando a frente de onda chega na fenda, ela é dividida em N partes, onde cada parte possui o comportamento de uma fonte pontual, de tal maneira que os feixes de luz que elas emitem, que atingem um ponto no anteparo, são praticamente paralelos entre si, por causa da condição $D \gg d$ (distância entre o anteparo e a fenda).

Vamos chamar a amplitude da frente de onda que chega ao anteparo de α (que pode ser uma amplitude complexa), ficando definida como:

$$\Delta\alpha_N = \frac{\alpha}{N} \quad (53)$$

Como a onda é dividida em partes e cada parte se comporta com uma fonte pontual, então todas as ondas geradas por essas fontes mantem fase constante e emitem ondas com frequências bem definidas, gerando assim a condição de coerência. Logo temos $\omega_1 = \omega_2 = \omega_3 = \dots = \omega$ e $k_1 = k_2 = k_3 = \dots = k$.

Assim, cada onda pode ser escrita como:

$$\psi_N = \Delta\alpha_N e^{i(k_N r_N - \omega t)} \quad (54)$$

Analisando a Figura 6, podemos ver que a fenda é dividida em N partes, e os raios provenientes de cada segmento, devido à condição $D \gg d$, são praticamente paralelos e mantêm a diferença de fase constante. Assim podemos considerar a diferença de fase como:

$$\Delta\delta_N = \frac{\delta}{N} \quad (55)$$

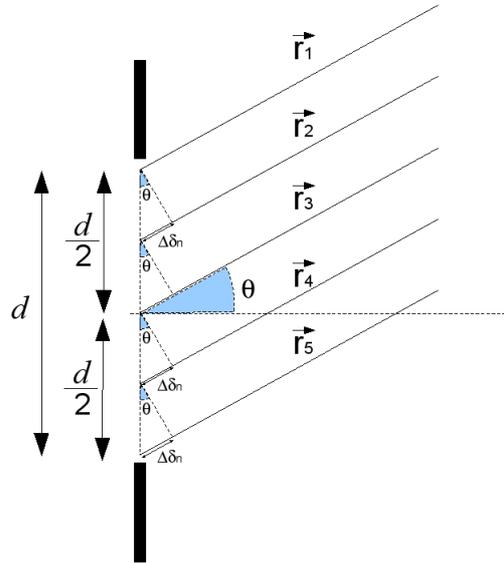


FIGURA 6 Ilustração do espalhamento do feixe de luz com os raios paralelos por causa da condição $D \gg d$.

Onde $\Delta\delta_N$ é a diferença de fase de cada onda em relação à primeira fonte. Então, podemos relacionar as diferentes trajetórias e achar uma expressão geral para defini-las. As diferenças de trajetórias são definidas:

$$\begin{aligned}
 r_2 - r_1 &= \Delta\delta_N \\
 r_3 - r_2 &= \Delta\delta_N \\
 r_4 - r_3 &= \Delta\delta_N \\
 &\vdots \\
 r_{N-1} - r_{N-2} &= \Delta\delta_N \\
 r_N - r_{N-1} &= \Delta\delta_N
 \end{aligned}
 \tag{56}$$

Reorganizando as equações e deixando todas em função de r_1 , obtemos:

$$\begin{aligned}
r_2 &= r_1 + \Delta\delta_N \\
r_3 &= r_1 + 2\Delta\delta_N \\
r_4 &= r_1 + 3\Delta\delta_N \\
&\vdots \\
r_{N-1} &= r_1 + (N-2)\Delta\delta_N \\
r_N &= r_1 + (N-1)\Delta\delta_N
\end{aligned} \tag{57}$$

Assim, encontramos a equação geral para o cálculo da trajetória, que fica definida como

$$r_N = r_1 + (N-1)\Delta\delta_N \tag{58}$$

Agora, vamos calcular a onda resultante em um ponto específico do anteparo como indicado na Figura 5. Então seja:

$$\psi = \sum_{i=1}^N \Delta\alpha_N e^{i(kr_N - \omega t)} \tag{59}$$

Expandindo o somatório

$$\begin{aligned}
\psi &= \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} + \Delta\alpha_N e^{i(kr_2 - \omega t)} + \\
&\Delta\alpha_N e^{i(kr_3 - \omega t)} + \dots + \Delta\alpha_N e^{i(kr_{(N-1)} - \omega t)} + \\
&\Delta\alpha_N e^{i(kr_N - \omega t)}
\end{aligned} \tag{60}$$

Substituindo as trajetórias por 58,

$$\begin{aligned}
\psi = & \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} + \Delta\alpha_N e^{i(k(r_1 + \Delta\delta_N) - \omega t)} + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(k(r_1 + 2\Delta\delta_N) - \omega t)} + \\
& + \dots + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(k(r_1 + (N-2)\Delta\delta_N) - \omega t)} + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(k(r_1 + (N-1)\Delta\delta_N) - \omega t)}
\end{aligned} \tag{61}$$

Reorganizando as equações

$$\begin{aligned}
\psi = & \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} + \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{ik\Delta\delta_N} + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{2ik\Delta\delta_N} + \\
& + \dots + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{(N-2)ik\Delta\delta_N} + \\
& \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{(N-1)ik\Delta\delta_N}
\end{aligned} \tag{62}$$

Colocando $\Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)}$ em evidência

$$\begin{aligned}
\psi = & \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} (1 + e^{ik\Delta\delta_N} + \\
& e^{2ik\Delta\delta_N} + \dots + e^{(N-2)ik\Delta\delta_N} + e^{(N-1)ik\Delta\delta_N})
\end{aligned} \tag{63}$$

Lembrado que $S = \frac{q^N - 1}{q - 1}$, sendo $q = e^{k\Delta\delta_N}$, assim podemos calcular a soma anterior, ficando

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} \left(\frac{e^{Nik\Delta\delta_N} - 1}{e^{ik\Delta\delta_N} - 1} \right) \tag{64}$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} \left(\frac{e^{\frac{Nik\Delta\delta_N}{2}}}{e^{\frac{ik\Delta\delta_N}{2}}} \right) \left(\frac{e^{\frac{Nik\Delta\delta_N}{2}} - e^{-\frac{Nik\Delta\delta_N}{2}}}{e^{\frac{ik\Delta\delta_N}{2}} - e^{-\frac{ik\Delta\delta_N}{2}}} \right) \tag{65}$$

Usando a identidade de Euler, $e^{\pm i\alpha} = \cos(\alpha) \pm i\sin(\alpha)$,

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} \left(\frac{e^{\frac{Nik\Delta\delta_N}{2}}}{e^{\frac{ik\Delta\delta_N}{2}}} \right) \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (66)$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_1 - \omega t)} e^{\frac{(N-1)ik\Delta\delta_N}{2}} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (67)$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(k(r_1 - \frac{(N-1)\Delta\delta_N}{2}) - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (68)$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(k(\frac{2r_1 - (N-1)\Delta\delta_N}{2}) - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (69)$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(k(\frac{r_1 + r_1 - (N-1)\Delta\delta_N}{2}) - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (70)$$

Usando a Equação 58

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(k(\frac{r_1 + r_N}{2}) - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (71)$$

Substituindo $\frac{r_1 + r_N}{2} = r_m$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk\Delta\delta_N}{2})}{\sin(\frac{k\Delta\delta_N}{2})} \right) \quad (72)$$

Lembrando que $\Delta\delta_N = \frac{d}{N} \sin(\theta)$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{Nk(\frac{d}{N} \sin(\theta))}{2})}{\sin(\frac{k\Delta(\frac{d}{N} \sin(\theta))}{2})} \right) \quad (73)$$

$$\psi = \Delta\alpha_N e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\frac{kdsin(\theta)}{2})}{\sin(\frac{k\Delta(\frac{d}{N} \sin(\theta))}{2})} \right) \quad (74)$$

Fazendo $\phi = \frac{kdsin(\theta)}{2}$

$$\psi = \Delta\alpha e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\phi)}{\sin(\frac{\phi}{N})} \right) \quad (75)$$

Lembrando que $N \gg 1$, $\sin(\frac{\phi}{N}) = \frac{\phi}{N}$

$$\psi = N\Delta\alpha_N e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\phi)}{\phi} \right) \quad (76)$$

Usando 53, chegamos à equação de onda resultante que se forma em um ponto do anteparo,

$$\psi = \alpha e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\phi)}{\phi} \right) \quad (77)$$

Estamos interessados em calcular a intensidade em um ponto no anteparo. Sabendo que $I \propto |\psi|^2$ temos

$$I \propto \left(\alpha e^{i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\phi)}{\phi} \right) \right) \left(\alpha e^{-i(kr_m - \omega t)} \left(\frac{\sin(\phi)}{\phi} \right) \right) \quad (78)$$

A equação de intensidade de uma fenda fica definida como:

$$I \propto I_0 \left(\frac{\sin(\phi)}{\phi} \right)^2 \quad (79)$$

Sendo $\phi = \frac{k d \sin(\theta)}{2}$, veja que a intensidade depende diretamente da largura da fenda d e sendo $\sin(\theta) \cong \tan(\theta) \cong \frac{y}{D}$, para $D \gg d$. Quando $\phi = 0$, temos que $I = I_0$. Está é a condição do máximo central

Como exemplo, vamos construir o gráfico da intensidade usando $k = \frac{2\pi}{\lambda}$, $\lambda = 632 \times 10^{-9} \text{m}$, $d = 1 \times 10^{-5} \text{m}$, $5 \times 10^{-5} \text{m}$ e $d = 9 \times 10^{-5} \text{m}$ e $D = 1 \text{m}$. O resultado está na Figura 7. Na parte (a) a largura da fenda $d = 1 \times 10^{-5} \text{m}$, em (b) $d = 5 \times 10^{-5} \text{m}$ e em (c) $d = 9 \times 10^{-5} \text{m}$.

À medida que aumentamos a largura da fenda os picos de máximo ficam

mais estreitos. Portanto, a largura dos picos está diretamente relacionada com a largura da fenda. Nos gráficos, podemos identificar os máximos centrais e secundários, sendo que os pontos de mínimos, onde a intensidade é nula, podem ser calculados usando a Equação 52, considerando que entre dois pontos de mínimo temos um ponto de máximo.

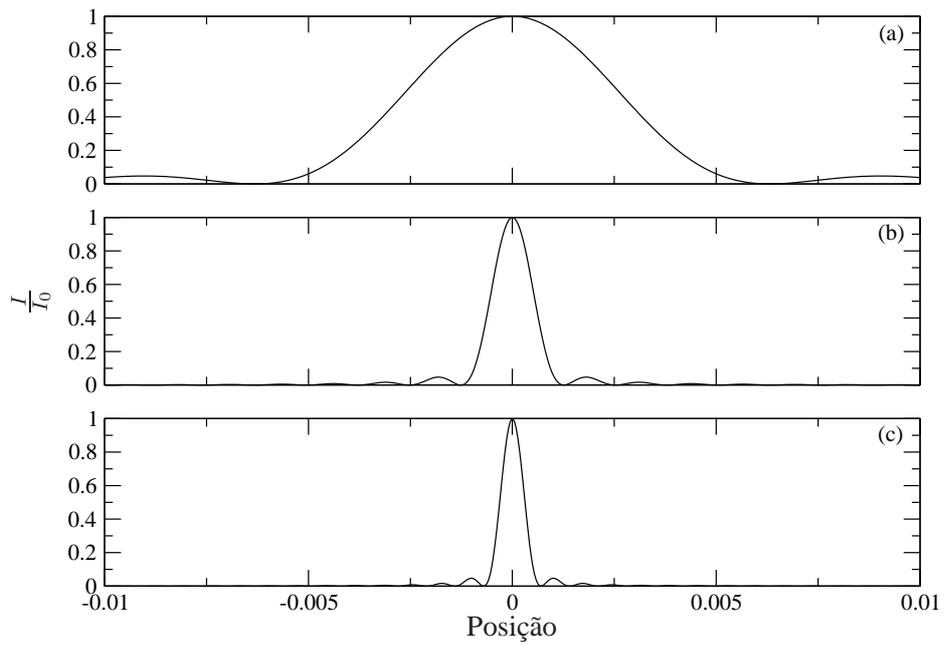


FIGURA 7 Padrão de difração gerado com $k = \frac{2\pi}{\lambda}$, $\lambda = 632 \times 10^{-9} \text{m}$, $d = 1 \times 10^{-5} \text{m}$, $5 \times 10^{-5} \text{m}$ e $d = 9 \times 10^{-5} \text{m}$ e $D = 1 \text{m}$. Em (a) usamos $d = 1 \times 10^{-5} \text{m}$, em (b) $d = 5 \times 10^{-5} \text{m}$ e em (c) $d = 9 \times 10^{-5} \text{m}$.

3 MOVIMENTO BROWNIANO

Movimento Browniano é o nome dado ao movimento constante irregular de partículas de dimensões pequenas (da ordem de 10^{-4} cm) imersas em um fluido a uma dada temperatura T (Salinas, 2005).

Esse fenômeno foi observado pela primeira vez pelo botânico inglês Robert Brown numa suspensão de partículas de pólen. Apesar de Brown ter observado pela primeira vez esse tipo de movimento, ele não soube descrever as suas origens e nem o porquê de sua natureza irregular.

Em 1905, o físico alemão Albert Einstein forneceu a explicação correta para esse fenômeno. Segundo Einstein, a partícula colide diversas vezes com as moléculas do líquido, vindas de direções aleatórias e com velocidades aleatórias. Como consequência, o movimento da partícula é composto por uma sequência de trechos retilíneos de tamanhos e direções aleatórias.

Corroborada por inúmeras observações experimentais, a teoria de Einstein para o movimento browniano serviu como importante evidência em favor da hipótese atômica da matéria, ou seja, a hipótese de que a matéria é composta por átomos, partículas com propriedades bem definidas e tamanhos da ordem de 10^{-9} m (Silva & Lime, 2006).

No nosso modelo tentamos reproduzir o comportamento da superfície que é composta por partículas biológicas (células ou organelas) que estão em constante movimento, sendo iluminadas para gerar o padrão de speckle. Esse movimento não é simples mas, em alguns casos, pode ser descrito aproximadamente como um movimento browniano.

Um tipo de movimento browniano mais simples é o passeio aleatório unidimensional (Nussenzveig, 2004), onde uma partícula posicionada em um plano unidimensional pode se movimentar apenas em dois sentidos (esquerda ou direita)

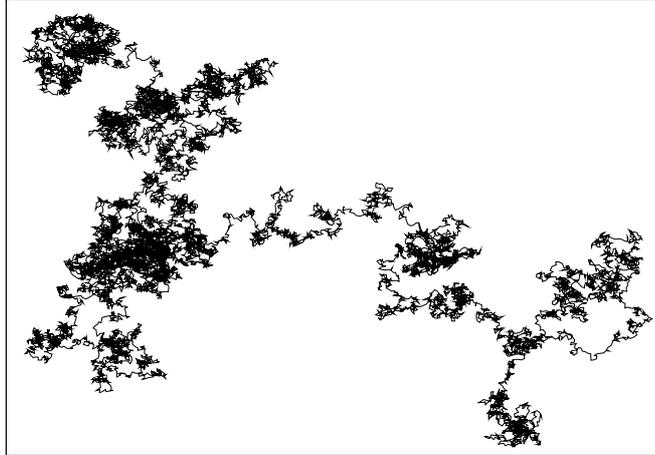


FIGURA 8 Movimento Browniano bidimensional de uma partícula

dando P passos de tamanho λ .

O deslocamento de uma partícula sendo descrita por esse tipo de movimento é uma variável aleatória em que a sua distribuição dependerá do número de passos e do tamanho do passo.

Seja uma partícula que executa o movimento browniano unidimensional dando P passos, em que cada passo i é uma variável aleatória com distribuição uniforme no intervalo $[-\frac{\lambda}{2}, \frac{\lambda}{2}]$. A sua posição Y depois de P passos é:

$$Y = \sum_{i=1}^P x_i \quad (80)$$

Sendo a posição x_i , a posição ocupada em cada passo i .

Desejamos calcular a sua dispersão (ou variância), isto é, $\langle Y^2 \rangle - \langle Y \rangle^2$, onde $\langle . \rangle$ representa a posição média na caminhada.

Vamos calcular $\langle Y \rangle$:

$$\langle Y \rangle = \langle \sum_{i=1}^P x_i \rangle \quad (81)$$

$$\langle Y \rangle = \sum_{i=1}^P \langle x_i \rangle \quad (82)$$

$$\langle Y \rangle = 0 \quad (83)$$

Agora vamos calcular $\langle Y^2 \rangle$:

$$\langle Y^2 \rangle = \left\langle \sum_{i=1}^P x_i \sum_{j=1}^P x_j \right\rangle \quad (84)$$

$$\langle Y^2 \rangle = \sum_{i=1, j=1}^P \langle x_i x_j \rangle \quad (85)$$

Para duas variáveis aleatórias independentes distribuídas uniformemente temos que $\langle x_i x_j \rangle = \langle x_i \rangle \langle x_j \rangle \delta_{ij}$. Portanto:

$$\langle Y^2 \rangle = \sum_{i=1}^P \langle x_i^2 \rangle \quad (86)$$

Como todos os x_i são variáveis aleatórias idênticas, suas médias são todas iguais. Consequentemente,

$$\langle Y^2 \rangle = P \langle x_i^2 \rangle \quad (87)$$

Como a variável aleatória X tem distribuição uniforme no intervalo $[-\frac{\lambda}{2}, \frac{\lambda}{2}]$ a sua densidade de probabilidade é $p(x) = \frac{1}{\lambda}$ (Magalhães, 2006). Assim calculando $\langle x^2 \rangle$ temos:

$$\langle x^2 \rangle = \int_{-\frac{\lambda}{2}}^{\frac{\lambda}{2}} x^2 \frac{1}{\lambda} dx \quad (88)$$

$$\langle x^2 \rangle = \frac{1}{\lambda} \int_{-\frac{\lambda}{2}}^{\frac{\lambda}{2}} x^2 dx \quad (89)$$

$$\langle x^2 \rangle = \frac{1}{\lambda} \frac{x^3}{3} \Big|_{-\frac{\lambda}{2}}^{\frac{\lambda}{2}} \quad (90)$$

$$\langle x^2 \rangle = \frac{1}{\lambda} \left(\frac{\lambda^3}{24} + \frac{\lambda^3}{24} \right) \quad (91)$$

$$\langle x^2 \rangle = \frac{\lambda^2}{12} \quad (92)$$

Portanto, voltando em 87, temos que

$$\langle Y^2 \rangle = P \frac{\lambda^2}{12} \quad (93)$$

Agora, podemos calcular a dispersão de Y usando as soluções encontradas em 83 e 93, assim temos:

$$Var(y) = \langle Y^2 \rangle - \langle Y \rangle^2 \quad (94)$$

$$Var(y) = P \frac{\lambda^2}{12} - 0^2 \quad (95)$$

$$Var(y) = P \frac{\lambda^2}{12} \quad (96)$$

Assim, uma partícula executando esse movimento após P passos estará em média a $\sqrt{P \frac{\lambda^2}{12}}$ da sua posição inicial.

Portanto, para um deslocamento unidimensional de uma partícula, executando uma caminhada aleatória dando P passos de tamanho λ , a posição é uma

variável aleatória com distribuição de probabilidade Normal com média $\mu = 0$ e variância $\sigma^2 = P \frac{\lambda^2}{12}$.

Como exemplo, vamos supor que 1 partícula executa a caminhada aleatória dando $P = 50$ passos de tamanho $\lambda = 1 \times 10^{-4}$ m. O gráfico da distribuição de probabilidade associada com a posição está representado na Figura 9.

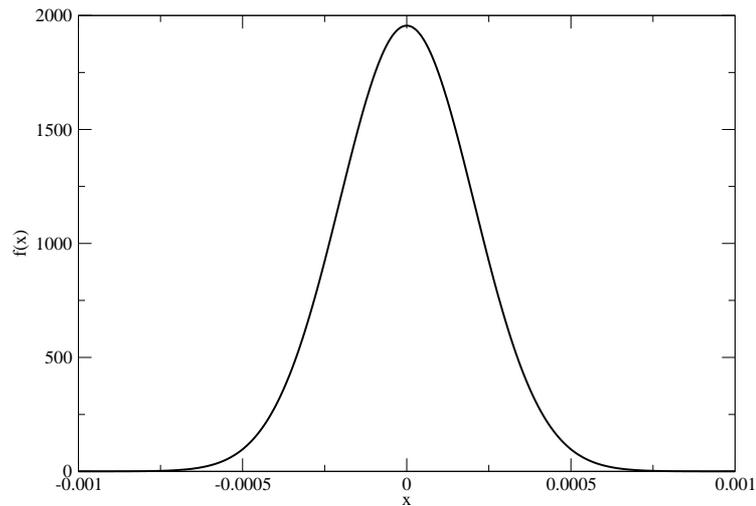


FIGURA 9 Distribuição de Probabilidade Normal com média $\mu = 0$ e variância $\sigma^2 = \frac{50 \times 10^{-8}}{12}$ da posição de uma partícula executando Movimento Browniano em uma caminhada aleatória dando $P = 50$ passos de tamanho $\lambda = 1 \times 10^{-4}$ m.

4 BIOSPECKLE

O desenvolvimento de métodos que se utilizam de imagens de objetos para análise de suas características tem sido muito estudado atualmente. Através da análise de imagem, é possível inferir características como grau de rugosidade, variação de forma com relação a um padrão, nível de esforço mecânico e grau de atividade biológica na superfície, entre outras.

Esses métodos são, em geral, muito mais rápidos do que os tradicionais, viabilizando seu uso em linhas de montagem, por exemplo. Além disso, devido aos avanços tecnológicos recentes, estão disponíveis a preços bastante acessíveis computadores com maior poder de processamento e dispositivos de obtenção de imagens com maior praticidade e agilidade, contribuindo ainda mais para aumentar a importância do estudo de técnicas de análise baseadas em imagens (Silva & Muramatsu, 2007).

Uma das características mais notáveis da imagem produzida por objetos iluminados com luz coerente é que, ao invés de ser composta por um campo de intensidade luminosa contínuo e localmente homogêneo, ela apresenta um padrão “granulado”, que recebe, em inglês, a denominação de “*speckle*”. A Figura 10 apresenta uma imagem de *speckle* de uma folha de papel. Este padrão resulta do fenômeno físico de interferência entre os raios luminosos refletidos pelas imperfeições microscópicas aleatórias da superfície do objeto.

Evidentemente, o padrão de *speckle* produzido por um objeto é consequência da estrutura da superfície que reflete a luz. Sendo assim, é razoável supor que ele carregue informações importantes referentes à superfície, informações estas que podem ser extraídas com análises apropriadas do padrão. Por exemplo, a distribuição de tamanhos dos poros de uma superfície rugosa está diretamente relacionada à distribuição dos tamanhos dos “grãos” luminosos do *speckle*.

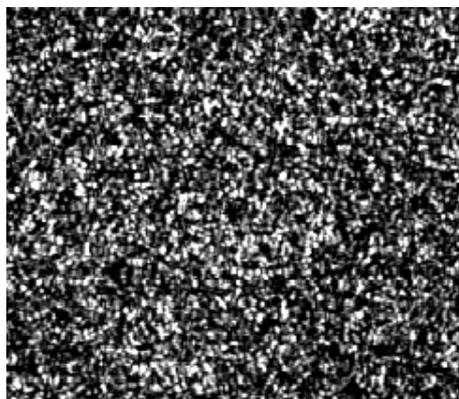


FIGURA 10 Imagem do *Speckle* de uma folha de papel (Nobre, 2008).

Embora até aqui tenhamos mencionado objetos com superfícies estáticas, ou seja, cuja estrutura não muda com o decorrer do tempo, os mesmos princípios se aplicam a superfícies dinâmicas. Quando substituímos a superfície estática iluminada por uma superfície dinâmica, a distribuição das posições dos “grãos” luminosos do *speckle* também mudará com o tempo, o que nos permite inferir sobre as características dinâmicas da superfície.

Este padrão de interferência aleatório dinâmico é denominado *speckle* dinâmico ou *biospeckle*, se a superfície em questão for de origem biológica. Neste caso, é possível avaliar o grau de atividade biológica da superfície através das características dinâmicas do *biospeckle*.

Alguns trabalhos já foram realizados mostrando que esse novo método pode ser aplicado em muitas situações. Dentro dessas situações, destacamos o seu uso na detecção de fungos em feijão (Braga Jr. et al., 2005), avaliação da viabilidade de sementes (Braga Jr. et al., 2003), avaliação de secagem de tintas (Amalvy et al., 2001), avaliação de ejaculados *in natura* de reprodutores ovinos (Nascimento et al., 2004), avaliação em tecidos vivos e tecidos mortos de sementes de feijão (Enes et al., 2005), avaliação da mobilidade molecular de biscoito de

polvilho azedo (Ribeiro et al., 2005), dentre outros.

O *biospeckle* é formado pela interferência entre os raios luminosos espalhados de maneira desordenada pela superfície irregular do material em questão. Esse espalhamento é resultado da rápida absorção e reemissão da energia do campo eletromagnético da luz pelos átomos da superfície do material (Hetch, 2002).

O grau de atividade biológica da superfície iluminada pode ter diversas origens, como nível de maturação, deterioração, crescimento, metabolismo, quantidade de água, temperatura, dentre outros (Rabal & Braga Jr., 2008).

Por ser dinâmico, o *biospeckle* deve ser analisado por técnicas de processamento de imagem e tratamento estatístico, uma vez que a análise visual permite apenas a identificação da existência do fervilhamento, mas não permite quantificá-lo (Rabal & Braga Jr., 2008).

Para que se possa avaliar o grau de atividade do objeto iluminado, são propostos diversos métodos na literatura. O método que vamos utilizar para relacionar o nível de atividade gerada pelo nosso modelo é o Momento de Inércia (MI) (Arizaga et al., 1999).

Para calcular o MI, é necessário construir uma imagem STS (*Spatial Temporal Speckle*) ou THSP (*Time History Speckle Pattern*). Este método foi proposto por Oulamara et al. (1998). Neste caso, a imagem é de 8 bits, apresentando 256 tonalidades de cinza.

Uma imagem de STS é obtida através dos seguintes procedimentos:

1. Obtêm-se 512 imagens de *speckle*;
2. Em cada imagem de *speckle* é retirada a mesma linha ou coluna (desejada) composta por 512 pixels;
3. Essas linhas são posicionadas lado a lado e unidas às demais linhas gerando

uma imagem com C colunas e L linhas, sendo que as linhas correspondem aos pixels da linha das imagens de *speckle* e as colunas representam as imagens de *speckle* obtidas em tempos discretos;

O procedimento de obtenção da imagem de STS está representado na Figura 11.

Para a aquisição de imagens de *speckle*, é necessário a montagem experimental básica, que é composta por um computador, uma câmera CCD e um emissor de laser. O objeto é iluminado com o laser e a câmera CCD captura C imagens (de *speckle*) em sequências que serão processadas no computador para a geração da imagem de STS. A Figura 12 ilustra a montagem experimental básica.

Note que se a superfície for estática, não há variação da intensidade dos pixels na imagem de STS que se apresenta com linhas bem definidas. Caso a superfície apresente atividade, esta será representada na imagem de STS com a variação correspondente ao nível de atividade da superfície. Quanto maior a atividade, maior será a variação das intensidades dos pixels na linha do STS. Na Figura 13, podemos ver uma imagem de STS gerada a partir de imagens de *speckle* de baixa e alta atividade.

A imagem de STS fornece apenas a informação visual da atividade da superfície, sendo possível identificar apenas se a superfície possui ou não atividade, mas não permitindo quantificá-la. O problema está em determinar o nível de atividade, que poderá ser usado como método quantitativo de atividade, permitindo a análise e futuras comparações.

Pensando nisso, foi desenvolvido o procedimento de geração da matriz de ocorrência (MOC) a partir da imagem de STS (Arizaga et al., 1999). A MOC é um objeto matemático que propicia trabalhar com as intensidades que os pixels da imagem de STS possuem para extrair informações contidas neles.

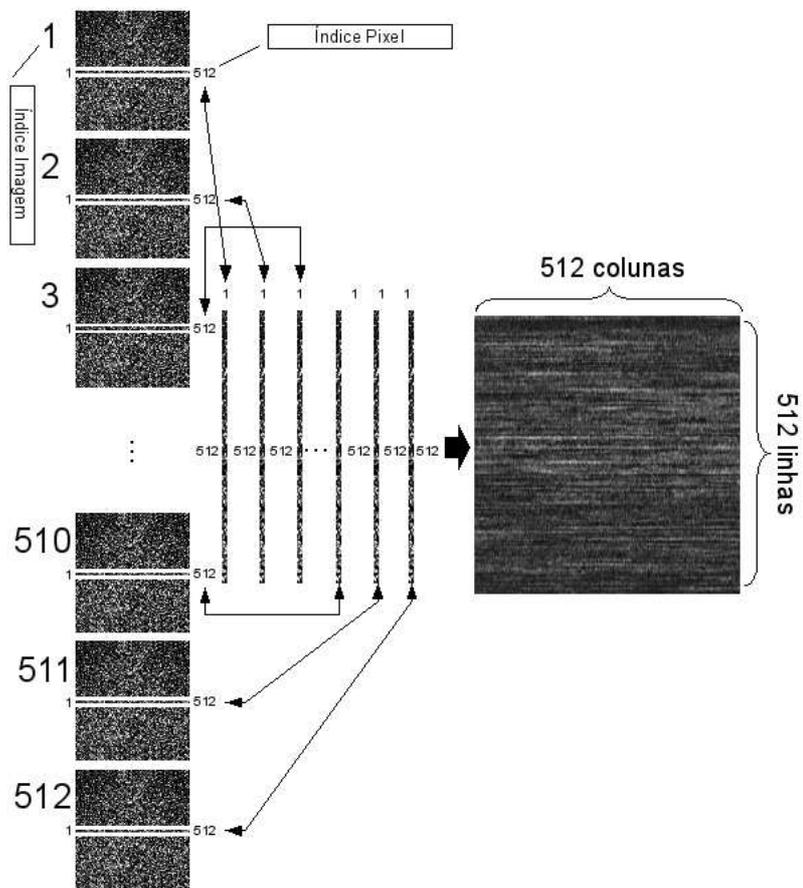


FIGURA 11 Ilustração do processo de geração da Imagem de STS, com 512 imagens de *speckle* gerando as 512 colunas da imagem de STS. E cada linha da imagem de STS corresponde a variação temporal da intensidade do pixel da imagem de *speckle* no momento em que foi adquirido.

A MOC é composta por 256 colunas e 256 linhas. As colunas e linhas correspondem às tonalidades de cinza e são denominadas de 0 a 255. Um elemento da MOC é apresentado por $MOC[i,j]$, que indica a linha (i) e a coluna (j) de um elemento da matriz.

Vamos considerar a imagem de STS como uma matriz composta por 512

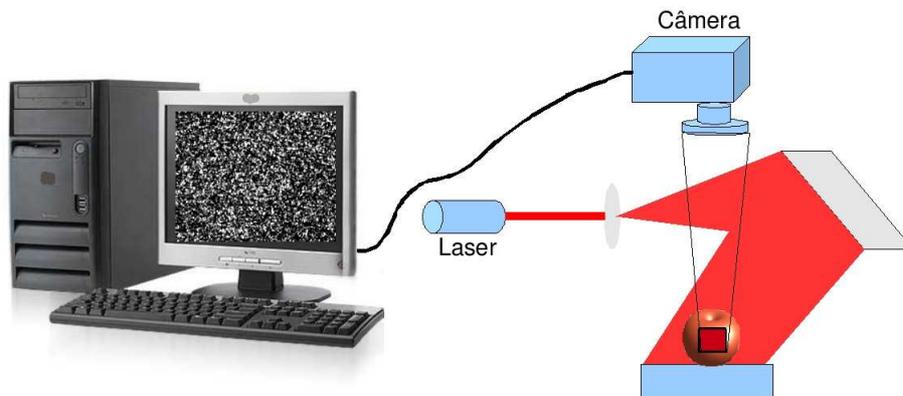
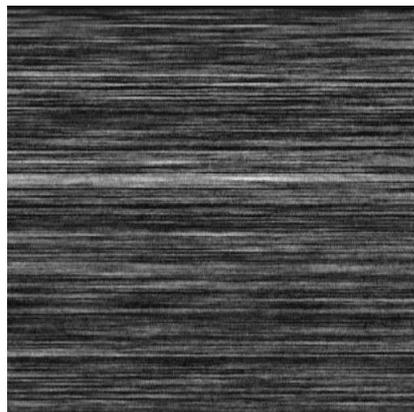
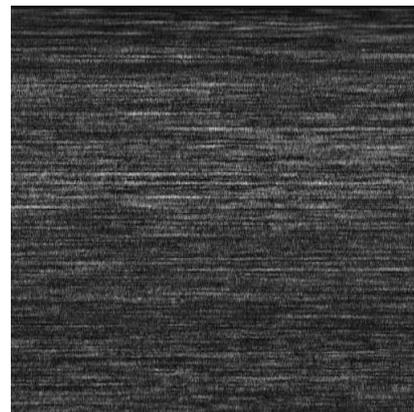


FIGURA 12 Ilustração da montagem experimental básica para obtenção de imagens de *speckle*.



(a) STS de baixa atividade



(b) STS de alta atividade

FIGURA 13 Imagens de STS de imagens de *speckle* de parasitas em fezes de ovelha, sendo a STS de baixa atividade que corresponde a uma amostra com água e sem parasitas e a de alta atividade corresponde a uma amostra de água com alta concentração de parasitas (Dados experimentais produzidos no Laboratório da Laser e Óptica da UFLA).

colunas e 512 linhas e denominada STS. Sendo $STS[i,j]$ o valor da intensidade correspondente ao pixel na linha i e na coluna j . A MOC é inicialmente preenchida com zeros. O procedimento para gerar a MOC segue os passos:

1. Obtem-se o valor $STS[i,j]$;
2. Obtem-se o valor $STS[i,(j+1)]$;
3. Na MOC, a posição $MOC[(STS[i,j]),(STS[i,(j+1)])]$ é acrescida de 1 para indicar que ocorreu uma variação do valor $STS[i,j]$ para $STS[i,(j+1)]$;

Todo o processo é repetido até capturar todas as variações de tonalidades dos pixels. A ilustração do processo de criação da MOC está ilustrado nas Figuras 14, 15(a), 15(b), 16(a) e 16(b).

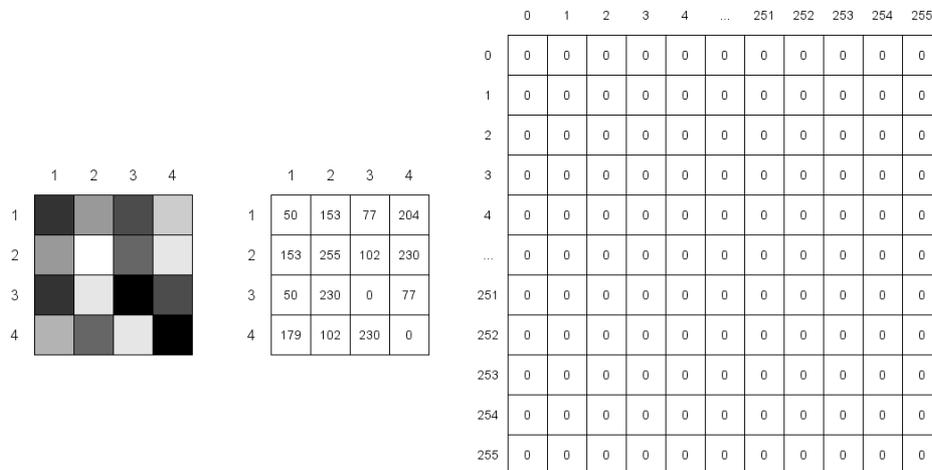
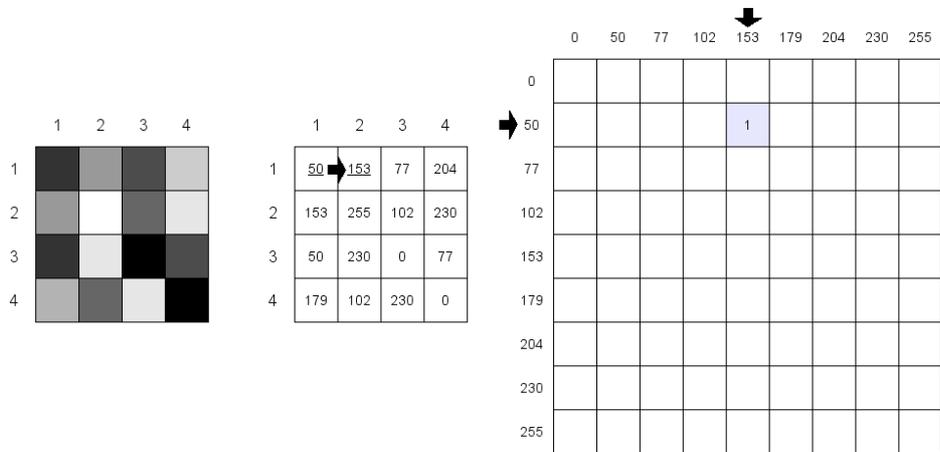


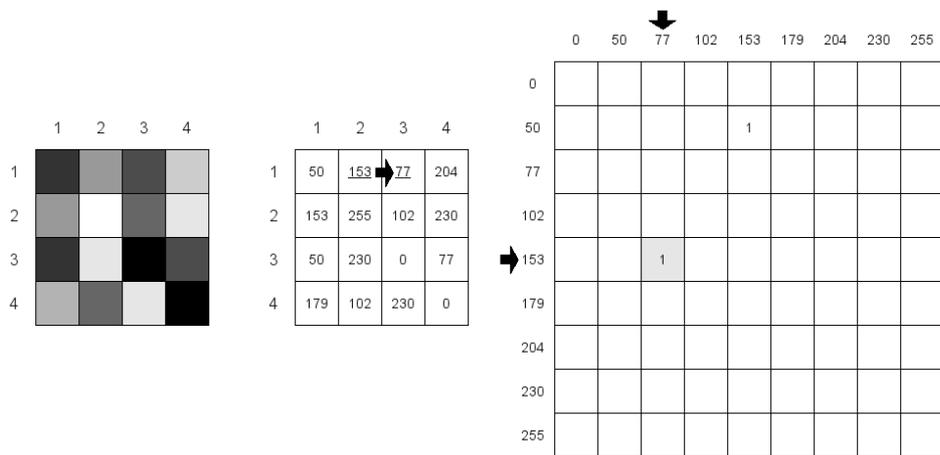
FIGURA 14 Montagem da Matriz de Ocorrências. À esquerda, a imagem de STS que irá originar a MOC; ao centro, a imagem com as respectivas intensidades dos pixels e, à direita, a MOC (inicialmente preenchida com zeros). A seqüência do processo de construção da MOC segue na Figura 15(a).

Após construir a MOC, temos uma matriz que tem como informações o número de transições de uma intensidade x para uma intensidade y . Normalmente, a MOC é representada por:

$$MOC[i, j] = N_{i,j} \tag{97}$$



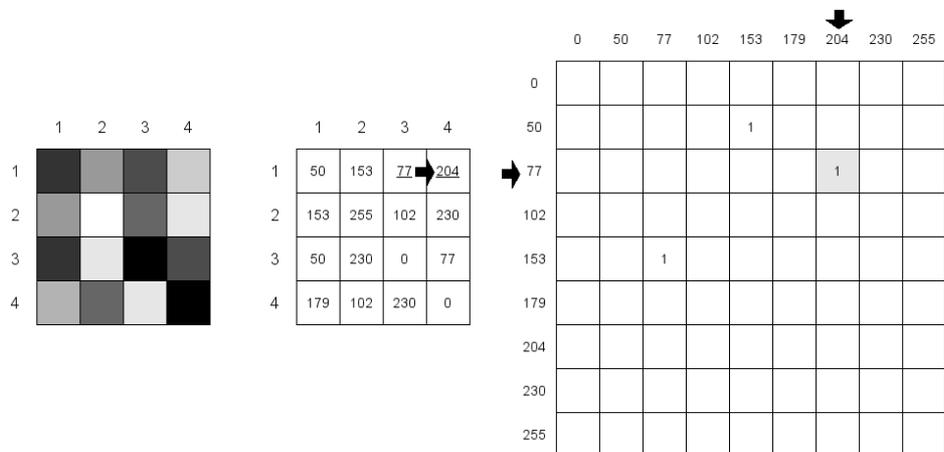
(a) Cálculo da primeira transição de valores do pixel 1 (50) para o pixel 2 (153) e a inserção do resultado na MOC, à direita.



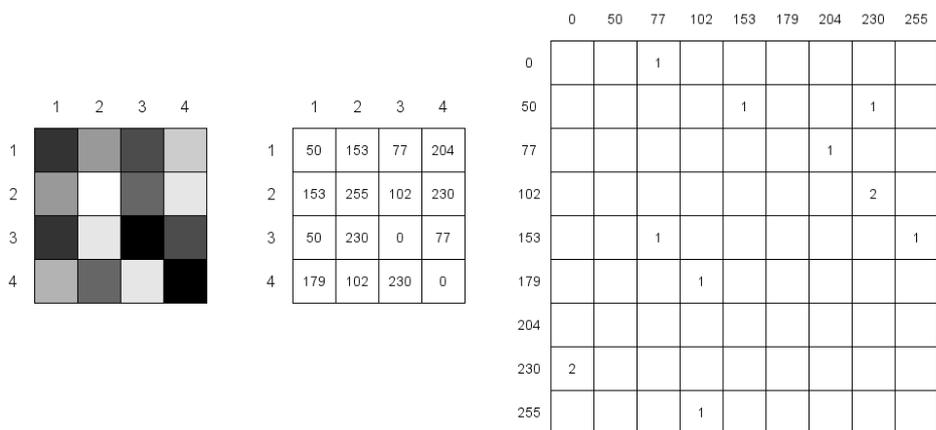
(b) Cálculo da segunda transição de valores do pixel 2 (153) para o pixel 3 (77) e a inserção do resultado na MOC à direita.

FIGURA 15 Montagem da Matriz de Ocorrências. À esquerda, a imagem de STS que irá originar a MOC; ao centro, a imagem com as respectivas intensidades dos pixels e, à direita a MOC. A seqüência do processo de construção da MOC segue na imagem 16(a).

Sendo $MOC[i, j]$ o valor situado na MOC na linha i e coluna j , que pode assumir valores de 0 a 255 (níveis de cinza) e $N_{i, j}$ que indica o número de vezes



(a) Cálculo da terceira transição de valores do pixel 3 (77) para o pixel 4 (204) e a inserção do resultado na MOC, à direita.



(b) A MOC posicionada à direita, já montada com todas as transições de intensidade da imagem de STS.

FIGURA 16 Montagem da Matriz de Ocorrências. À esquerda, a imagem de STS que irá originar a MOC; ao centro, a imagem com as respectivas intensidades dos pixels e, à direita a MOC.

que ocorreu a transição da tonalidade de cinza i para j .

Vale ressaltar que a MOC possui 256 colunas devido a imagem de STS possuir tonalidades de 8 bits que geram 2^8 (256) possibilidades de tons de cinza.

Analisando a MOC, temos que a diagonal principal indica o número as variações de mesma tonalidade de cinza na imagem de STS. As demais posições indicam as variações de tonalidades, lembrando que quanto mais distantes da diagonal principal, maior será a variação da tonalidade na imagens de STS.

A MOC detém o número de variações de tonalidades que estão presentes nas imagens de STS durante o intervalo de obtenção.

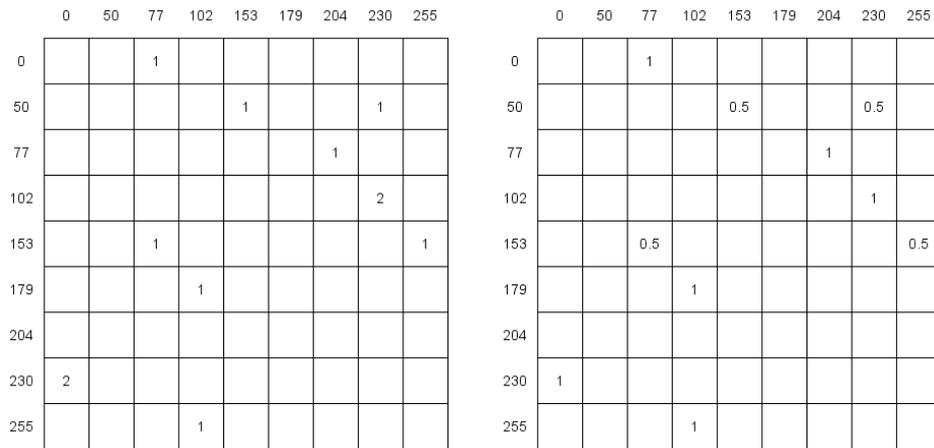


FIGURA 17 À esquerda, a MOC da Figura 14 e, à direita, a sua respectiva MOCM.

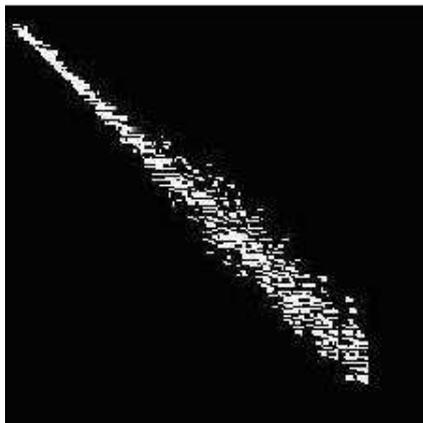
Como proposto por (Arizaga et al., 1999), para que possa ocorrer a normalização é necessário dividir cada linha da MOC pelo número médio das ocorrências de cada linha da imagem de STS. A normalização segue a Equação 98. Na Figura 16(b) temos a MOC de uma imagem de STS e, na Figura 17, a respectiva MOCM.

$$MOCM[i, j] = \frac{MOC[i, j]}{\sum_i N_{i,j}} \quad (98)$$

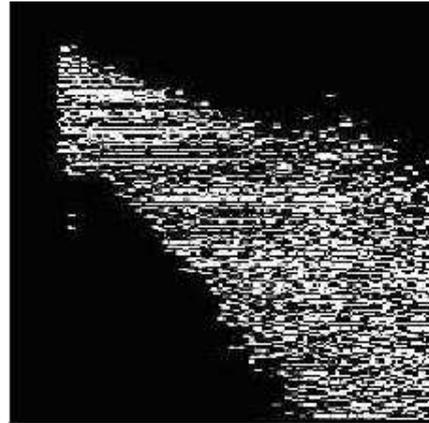
Sendo $MOCM[i, j]$ o valor da Matriz de Ocorrência Modificada na linha i e coluna j , assumindo valores entre 0 e 1. $MOC[i, j]$ é o valor da Matriz de

Ocorrência na linha i e na coluna j , assumindo valores entre 0 e 255. $N_{i,j}$ indica o número de vezes que ocorreu a transição da tonalidade de cinza i para j . Assim a soma dos valores por linha é 1.

A MOC e a MOCM de uma imagem que apresenta baixa atividade será composta por uma maior quantidade de valores situados na diagonal principal e ao seu redor. Quanto mais valores afastados da diagonal principal, maior será o nível de atividade da superfície iluminada. Ainda, neste caso, somente é possível identificar se existe ou não atividade na superfície iluminada, mas não quantificá-la. Na Figura 18, é possível ver as diferenças entre os dois tipos de MOC gerados a partir de uma imagem de baixa atividade (folha de papel) e outra de alta atividade (casca de laranja).



(a) MOC de baixa atividade



(b) MOC de alta atividade

FIGURA 18 Imagens de MOC de imagens de baixa atividade, folha de papel e de alta atividade, casca de laranja. A casca de laranja apresenta um maior nível de atividade comparada a uma folha de papel (Rabelo, 2000).

Com a MOCM já calculada, podemos calcular o MI. A essência do MI é atribuir um valor a distribuição dos valores na MOCM. O valor do MI pode ser

calculado pela Equação 99.

$$MI = \sum_{ij} (MOCM[i, j] \times (i - j)^2) \quad (99)$$

Onde MI é o valor do momento de inércia e MOCM a matriz de ocorrências modificadas.

Analisando o método do cálculo do MI, podemos ver que ele depende diretamente dos valores da MOCM. Quanto mais os valores de MOCM se afastam da diagonal, maior influência no valor final do MI. Os valores que estão na diagonal da MOCM não influenciam nos valores do MI, pois se anulam. Para verificar isso, basta analisar a Equação 99.

Assim, uma imagem com baixa atividade irá apresentar uma concentração de valores na diagonal da MOCM que irão gerar um valor de MI muito baixo. Já para o caso de alta atividade, os valores estão mais dispersos na MOCM. Isto faz com que os valores de MI aumentem à medida que os valores na MOCM fiquem mais afastados da diagonal.

Baseado na MOC da Figura 16(b), vamos calcular o MI usando a Equação 99. Os cálculos podem ser vistos na Equação 100.

$$\begin{aligned}
 MI &= \sum_{ij} (MOCM[i, j] \times (i - j)^2) \\
 MI &= 1 \times (0 - 77)^2 + 0.5 \times (50 - 153)^2 + 0.5 \times (50 - 230)^2 + \\
 &1 \times (77 - 204)^2 + 1 \times (102 - 230)^2 + 0.5 \times (153 - 77)^2 + \\
 &0.5 \times (153 - 255)^2 + 1 \times (179 - 102)^2 + 1 \times (230 - 0)^2 \\
 &\quad + 1 \times (255 - 102)^2 \\
 MI &= 150.274,50
 \end{aligned} \quad (100)$$

Para modelar o fenômeno de *biospeckle* é necessário saber que tipo de

distribuição as informações, que estão inseridas nas intensidades dos pixels da imagem de STS, apresentam. A imagem de STS, como já foi mencionado, guarda informações referentes às características da superfície. Para isso, antes de modelar, analisamos a distribuição que as tonalidades dos pixels das imagens de STS da Figura 13 apresentam. Feito isso, impomos ao nosso modelo, que a superfície apresente o mesmo comportamento, para que possua a mesma distribuição.

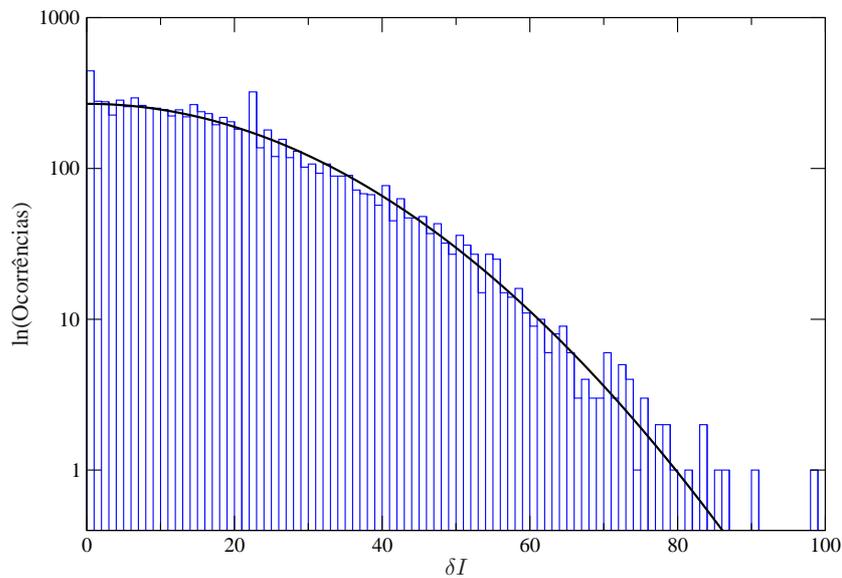


FIGURA 19 Histograma das Distribuições das variações de intensidades (δI) da Imagem de STS de Alta Atividade.

A Figura 19 mostra o histograma com as intensidade dos pixels na imagem de STS de alta atividade. A Figura 20 exhibe o histograma com a variação das intensidades do pixels de uma imagem de STS de baixa atividade. Em ambos os casos podemos ver que os dados experimentais se ajustam à curva gaussiana.

As diferenças nas distribuições de intensidades de uma imagem de STS de baixa e alta atividade podem ser vistas e analisadas na Figura 21. Veja que a de baixa atividade apresenta uma faixa de distribuição de valores menor do que a de

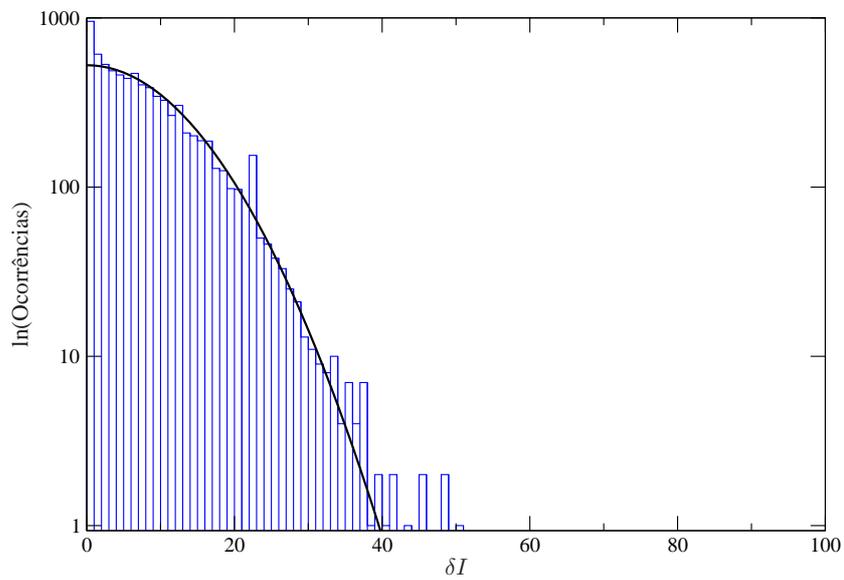


FIGURA 20 Histograma das Distribuições das variações de intensidades (δI) da Imagem de STS de Baixa Atividade.

alta atividade. Estas diferenças serão analisadas mais adiante.

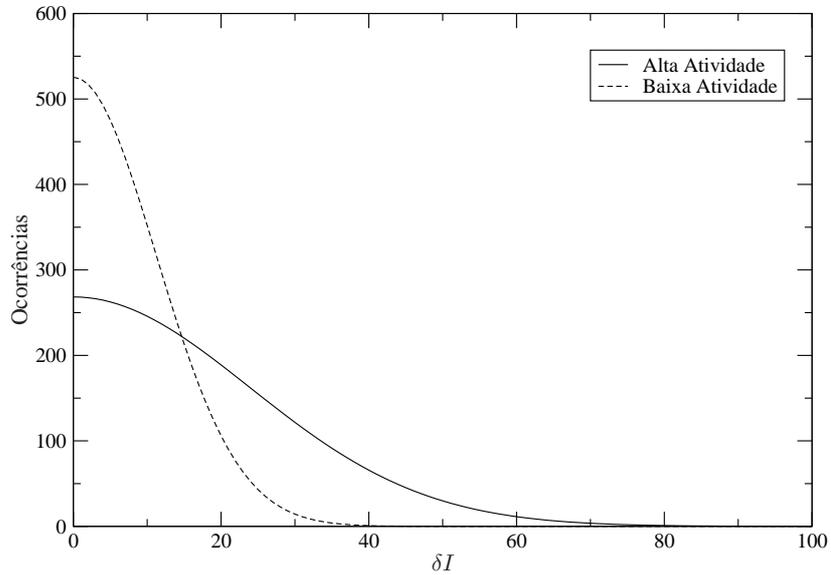


FIGURA 21 Comparação das curvas das distribuições das Figuras 19 e 20.

5 MODELO DINÂMICO

Nosso objetivo é formular um modelo dinâmico capaz de exibir correlação entre as propriedades microscópicas da superfície e as propriedades do padrão de *speckle* dinâmico gerado pela iluminação da superfície com luz coerente. O modelo deve ser simples o suficiente para que possa ser caracterizado por poucos parâmetros, mas deve ser capaz de reproduzir, pelo menos qualitativamente, as propriedades dinâmicas mais importantes do *biospeckle*.

O modelo é baseado na idéia de que a estrutura microscópica da superfície em questão é equivalente, no que diz respeito à maneira como a superfície espalha a luz, a um conjunto de N fontes pontuais coerentes distribuídas aleatoriamente numa região finita do espaço. Ou seja, a superfície espalha luz difusamente apenas. Cada uma dessas fontes move-se aleatoriamente, executando um passeio aleatório caracterizado por um deslocamento quadrático médio λ num intervalo de tempo característico τ , correspondente ao intervalo entre duas medidas consecutivas de intensidade do *biospeckle*.

As superfícies reais que queremos modelar são, em geral, tecidos biológicos ou superfícies de fluidos com algum agente biológico em solução. As dimensões das partículas que se movem na superfície são da ordem de grandeza do comprimento de onda da luz incidente, por isso é razoável tratá-las, em primeira aproximação, como fontes pontuais.

O movimento de partículas biológicas (células e organelas) pode ser bastante complicado (Zhao et al., 1007). Existem situações, entretanto, em que esse movimento aproxima-se bastante do que chamamos de movimento browniano. Sendo assim, vamos introduzir no nosso modelo o movimento das partículas biológicas através da hipótese de que as fontes pontuais executam movimentos brownianos independentes.

A intensidade de uma região do *biospeckle* é medida por uma câmera CCD (Charge Coupled Device) posicionada a uma distância D da superfície, muito maior que o tamanho da amostra. A câmera realiza medidas a intervalos regulares de tempo, que denotaremos por τ . O sensor da câmera é composto por um conjunto de fotodiodos que transformam a intensidade luminosa integrada na área do fotodiodo num sinal elétrico.

A cada intervalo de tempo τ , é realizado uma medida da intensidade gerada pelas fontes pontuais. Como estão em constante movimento, no instante de cada medida, elas se encontram em posições diferentes e, como consequência, a distribuição de intensidades no padrão de interferência será distinta.

Em nosso modelo, a velocidade média do movimento das fontes determina o grau de atividade biológica do tecido.

Para termos o maior controle possível sobre o comportamento do modelo, vamos começar com a situação mais simples possível, restringindo o movimento das fontes a uma região unidimensional de tamanho total L contendo N fontes.

5.1 Modelo dinâmico unidimensional

O movimento browniano unidimensional de cada fonte pode ser obtido a partir de um passeio aleatório unidimensional, onde a fonte pode se deslocar em apenas dois sentidos (direita ou esquerda), dando P passos aleatórios, sorteados uniformemente dentro do intervalo $[-\frac{\lambda}{2}, \frac{\lambda}{2}]$, num intervalo de tempo τ . Assim, a posição de uma fonte s num instante $p\tau$ é dada por

$$x_s(p\tau) = x_s((p-1)\tau) + \Gamma \quad (101)$$

Onde Γ é um número aleatório com distribuição normal de média $\mu = 0$ e

variância $\sigma^2 = P \frac{\lambda^2}{12}$.

Vale lembrar $p - 1$ e p (o intervalo de tempo entre dois passos consecutivos), é o intervalo de tempo τ entre duas medidas consecutivas de intensidade realizadas pelo CCD. Isso significa que podemos associar a razão entre a variância do nosso modelo e o intervalo de tempo τ com uma velocidade difusiva típica das partículas do material biológico. Essa correspondência é importante porque é possível, pelo menos em princípio, medir essa velocidade de difusão por métodos diretos. Desta forma existe a possibilidade de validar nosso modelo para o *biospeckle* através de uma medida direta que não depende do *biospeckle*.

A superfície do material biológico, no nosso modelo unidimensional, é composta por N fontes emitindo constantemente luz em todas as direções e executando o movimento browniano descrito acima. Na Figura 22, é ilustrada esquematicamente a formação do padrão de interferência pelas contribuições dos vários raios luminosos que atingem um ponto arbitrário do anteparo.

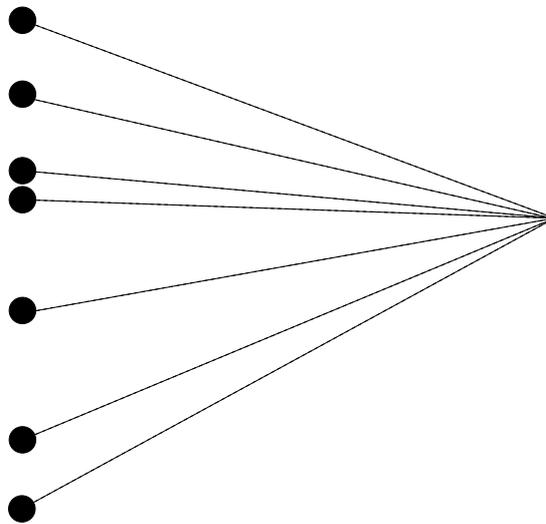


FIGURA 22 Representação esquemática das várias contribuições de N fontes pontuais para a formação do padrão de interferência num ponto arbitrário do anteparo.

Depois de cada intervalo de tempo τ (correspondente a um passo discreto do movimento browniano), cada fonte ocupa uma posição aleatória na superfície da amostra. Calculamos, então, o padrão de interferência resultante da luz emitida por todas as fontes observada num ponto do anteparo arbitrariamente escolhido.

Esse procedimento é repetido M vezes, produzindo assim uma série temporal para a intensidade de um dado ponto do anteparo. Precisamos, portanto, analisar as características desta série temporal e verificar se ela guarda informação sobre as características do movimento do conjunto de fontes que a produziram.

O primeiro passo na análise dessa série temporal é verificar que tipo de distribuição a caracteriza. Se as variações de intensidade $\delta I_p = I_p - I_{p-1}$ tiverem distribuição gaussiana, podemos caracterizá-la por um único parâmetro, e então, tentar correlacionar seus valores ao valor do parâmetro que caracteriza o movimento browniano das fontes.

5.2 Resultados para o modelo dinâmico unidimensional

Antes de analisar a série temporal da intensidade de um ponto do *biospeckle*, que é nosso objetivo central, vamos olhar para a série temporal das posições de uma fonte qualquer, mostrada na Figura 23. Para este exemplo escolhemos $P = 50$ e $\lambda = 1 \times 10^{-4}$ m e observamos a posição da fonte 50.000 vezes.

Na Figura 24 mostramos o gráfico da Autocorrelação $\xi(t) = \langle x(t')x(t' + t) \rangle$ (Reif, 1965) da série apresentada na Figura 23. Pode-se notar que existe correlação durante a caminhada, mas que esta cai rapidamente para intervalos de tempo longos. Para intervalos de tempos curtos, pode-se verificar que existe correlação alta. Isto ocorre porque as posições de cada fonte num dado instante são as posições finais ocupadas no instante anterior mais um incremento aleatório.

A série temporal do deslocamento da fonte durante a caminhada exibida

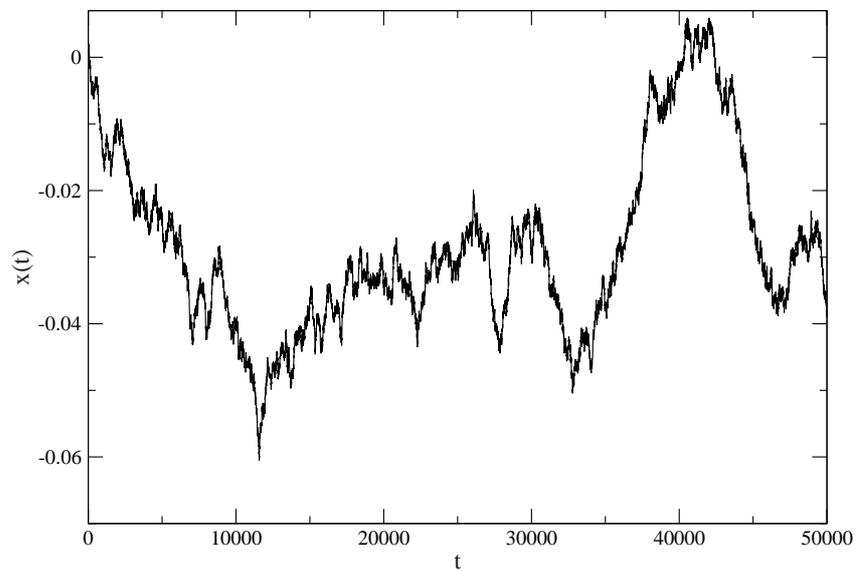


FIGURA 23 Série temporal da caminhada aleatória de uma fonte pontual com Passo 1×10^{-4} durante 50.000 unidades de tempo

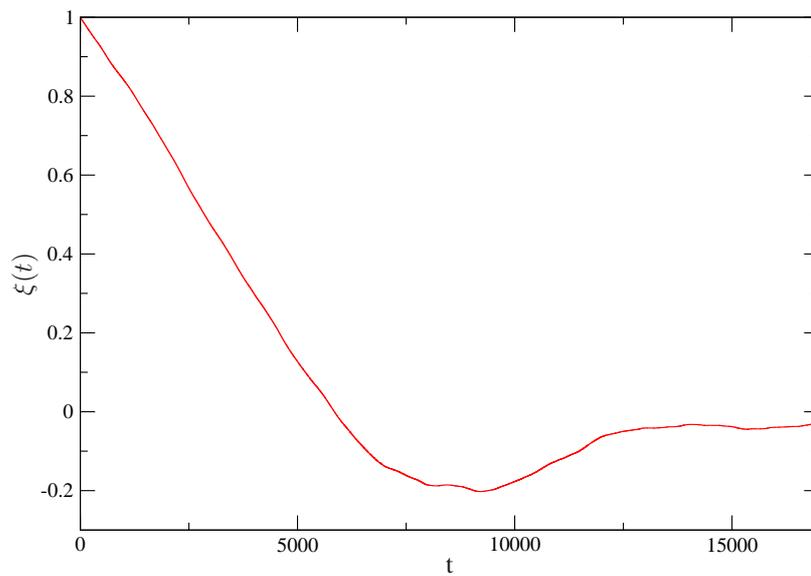


FIGURA 24 Auto-Correlação da Série Temporal da Figura 23

na Figura 23, dada por $\delta x_s = x_s - x_{s-1}$, pode ser vista na Figura 25 e o seu histograma apresentado na Figura 26. Por construção δx_s , é uma variável aleatória com distribuição normal $N(\mu = 0, \sigma^2 = \frac{50 \times 10^{-8}}{12})$ (Magalhães, 2006).

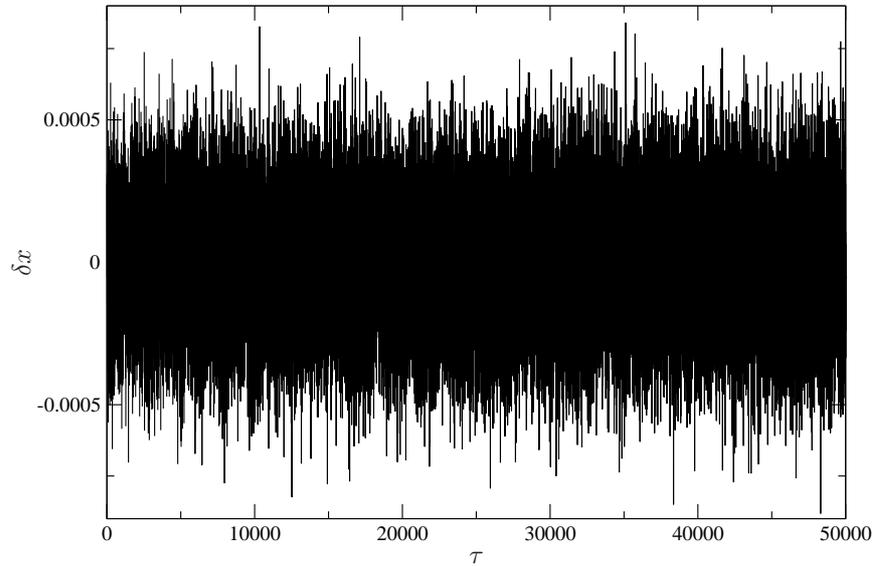


FIGURA 25 Série Temporal da Variação das Posições (δx) de uma Fonte Pontual durante sua Caminhada Unidimensional descrita pela série temporal da Figura 23.

Vamos agora analisar a série temporal das variações de intensidade $\delta I_p = I_p - I_{p-1}$ de um ponto do *biospeckle*. Como exemplo, vamos tomar uma amostra de “material biológico” com $N = 20$ fontes e passo do movimento browniano $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{P}{12}} \lambda$.

Vamos construir uma série temporal realizando 50.000 medidas da intensidade do padrão de interferência em um ponto arbitrário do anteparo, localizado à distância $D = 1$ m da amostra. A série temporal das intensidades pode ser vista na Figura 27.

O gráfico da Autocorrelação da série da Figura 27 pode ser visto na Figura

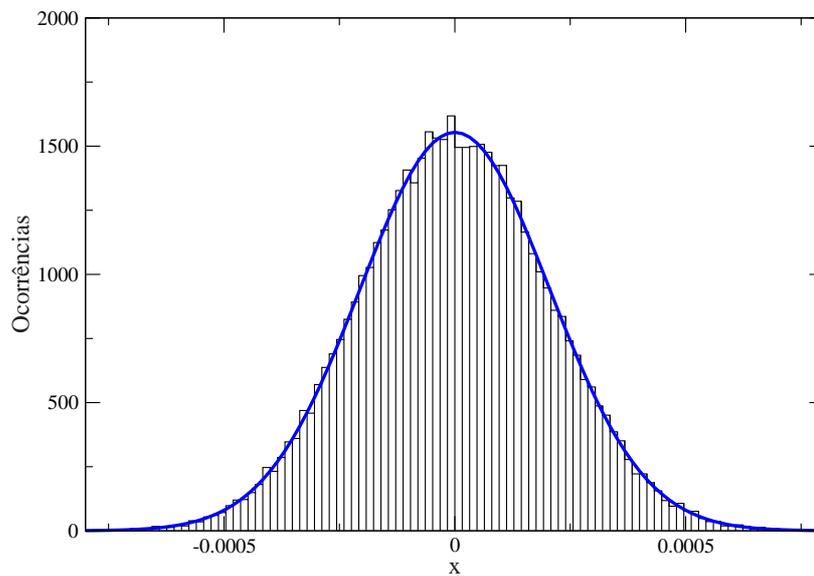


FIGURA 26 Histograma da Variação dos Deslocamentos por uma fonte pontual, cuja série temporal da variação do deslocamento está representado na Figura 25 e a série temporal do deslocamento na Figura 23.

28. Pode-se verificar que a Autocorrelação da variação de intensidade é uma variável aleatória com autocorrelação igual a um para intervalo de tempo igual a zero e praticamente nula para os demais intervalos, caracterizando um processo de ruído branco.

Para analisar a série temporal do módulo da variação da intensidade, temos que caracterizar a sua distribuição. Na Figura 29, temos a série temporal do módulo da variação da intensidade da série temporal da Figura 27. Baseado na série temporal da Figura 29, construímos o histograma das variações de intensidade. Como pode ser observado na Figura 30, o histograma de ocorrências de valores de intensidade é bem ajustado por uma gaussiana com máximo em zero, que pode ser caracterizada por um único parâmetro. Escolhemos expressar esse parâmetro como a largura a meia altura, ou “half maximal width” (HMW).

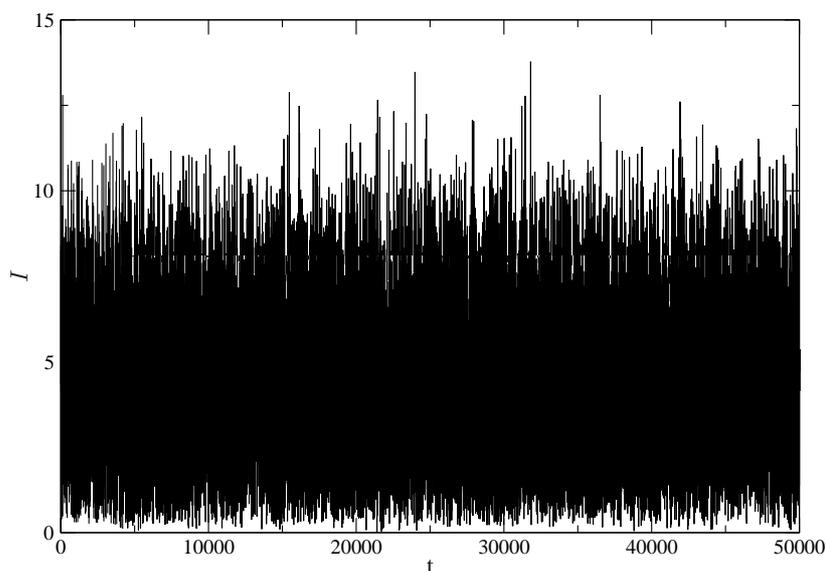


FIGURA 27 Série Temporal da Intensidade (I) gerada por $N = 20$ fontes pontuais dando $P = 50$ passos de $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

Para podermos fazer previsões sobre o comportamento do *biospeckle* utilizando nosso modelo precisamos entender a relação entre os parâmetros do modelo (número de fontes e tamanho do passo) e a quantidade que caracteriza o *speckle* dinâmico, HMW. Para isso, vamos simular a formação do padrão de interferência fixando o número de fontes, neste caso $N = 2000$ e variando o tamanho do passo na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-2})\text{m}$. Para cada tamanho de passo, são realizadas 50.000 observações, gerando a série temporal da intensidade de um ponto do *biospeckle*.

Após gerar a série temporal da intensidade do *biospeckle* para cada tamanho de passo de um ponto no anteparo, construímos a série temporal da variação do módulo da intensidade δI_p , posteriormente identificamos a distribuição característica e calculamos o seu HMW.

O gráfico do HMW como função do tamanho do passo está mostrado na Figura 31. Pode-se verificar que para valores de tamanho de passos muito pequenos, os valores de HMW não variam, indicando que a medida de atividade do *biospeckle* é insensível a variações no tamanho do passo nessa faixa.

Para valores de tamanho de passo na faixa entre $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-4})$ m, o HMW apresenta crescimento monotônico. Isto significa que o HMW é sensível a atividade no tecido com o tamanho do passo do movimento browniano nessa faixa.

Para tamanhos de passos maiores que $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-4})$ m, o HMW oscila aleatoriamente em torno de um valor praticamente constante, novamente indicando que a medida de atividade do *biospeckle* é pouco sensível a variações da atividade do tecido nessa faixa de atividade.

Para entendermos o efeito do número de fontes sobre o comportamento do *speckle* dinâmico, vamos simular a formação do padrão de interferência para

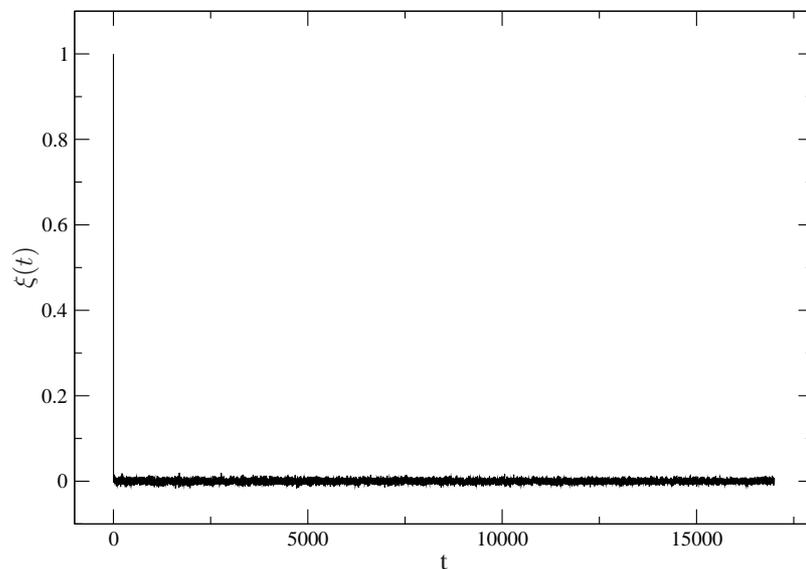


FIGURA 28 Autocorrelação da Série Temporal da Figura 27.

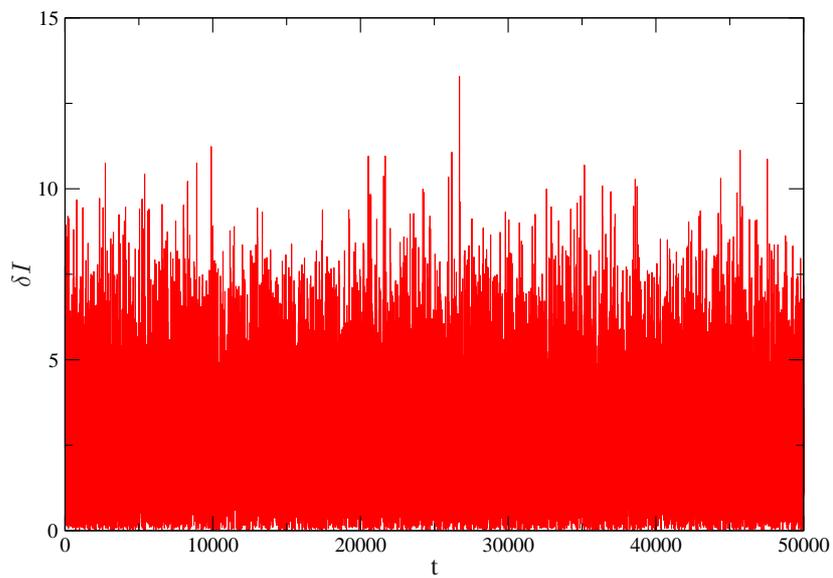


FIGURA 29 Série temporal do módulo da variação de intensidade (δI) da série temporal da Figura 27.

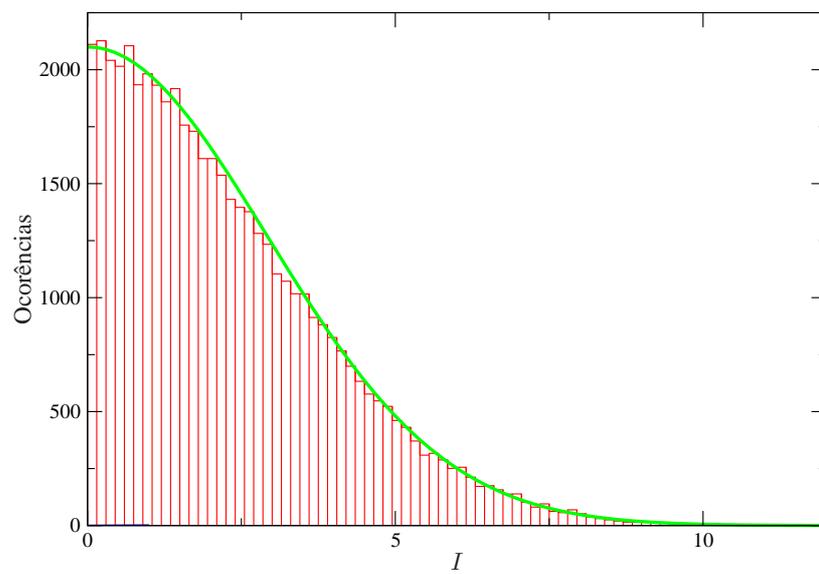


FIGURA 30 Histograma da série temporal da Figura 27.

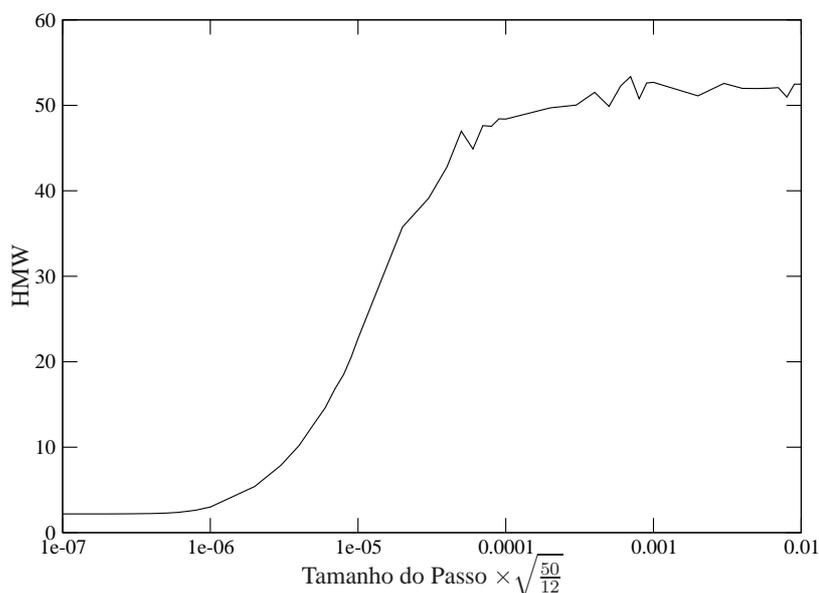


FIGURA 31 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo.

$N = 20, 200$ e 2000 fontes, sendo que para cada N o tamanho do passo está na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-2})$ m e realizamos 50.000 observações, gerando a respectiva série temporal da intensidade de um ponto no *biospeckle*.

Os resultados com relação ao número de fontes podem ser observados na Figura 32. Para tamanhos de passos pequenos, o HMW para $N = 20, 200$ e 2000 fontes não variam, indicando que para esses tamanhos de passos, a medida de atividade do *biospeckle* é insensível.

Os valores do tamanho do passo na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(4 \times 10^{-5})$ m fazem com que o HMW, novamente, apresente um crescimento monotônico, isto indica que o HMW consegue detectar a atividade biológica no tecido. Assim, o HMW serve como medida de atividade do tecido nessa faixa.

Acima de $\sqrt{\frac{50}{12}}(4 \times 10^{-5})$ m para o tamanho do passo, o HMW oscila em

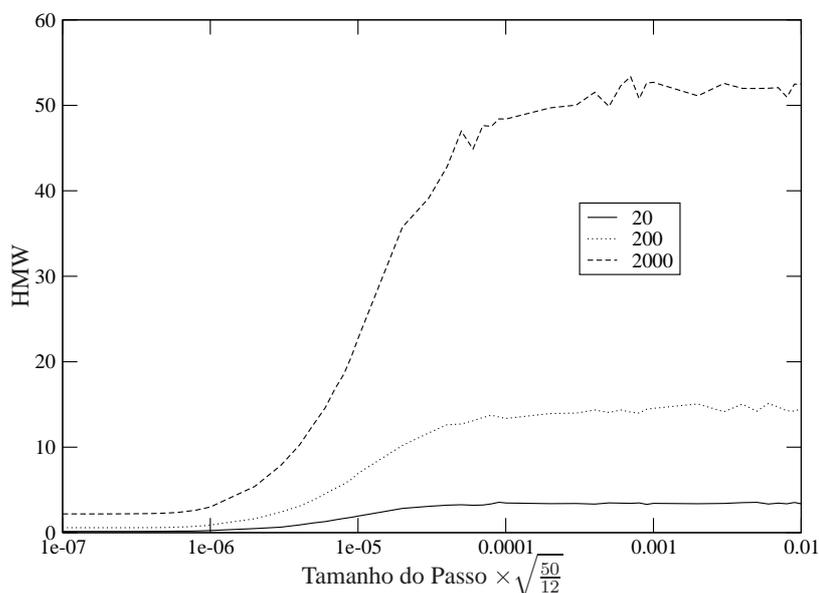


FIGURA 32 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo.

torno de um valor praticamente constante, indicando que, para essa faixa, a medida de atividade do *biospeckle* não é sensível.

Nas Figuras 33 a 36, mostramos o comportamento do HMW como função da posição no anteparo, medida pelo índice do pixel do CCD. Podemos observar que, apesar das amostras em questão serem homogêneas, o HMW varia ligeiramente (em média) de pixel para pixel. Esta variação é consequência da variação espacial da intensidade média do padrão provocada pela difração da frente de onda espalhada pela amostra. Isso significa que, mesmo para amostras homogêneas, a atividade medida através do *biospeckle* não é a mesma em todos os pontos do padrão. Além disso, nota-se que o HMW em cada ponto do padrão depende da intensidade média naquele ponto e não apenas da velocidade média das fontes na amostra. Portanto, é necessário ter cautela para associar um único valor de

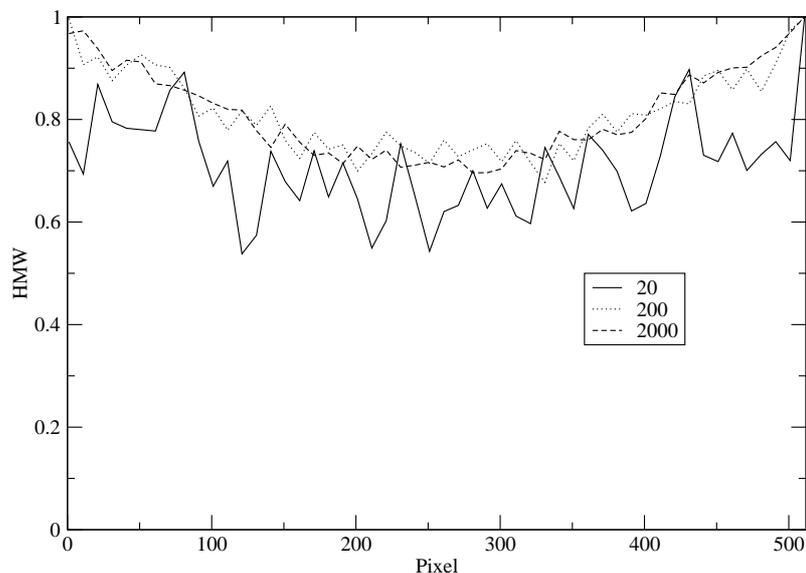


FIGURA 33 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ m durante 50.000 unidades de tempo.

atividade baseado em propriedades do padrão inteiro, como é o caso do MI. Também é preciso cuidado ao comparar atividades medidas através do *biospeckle* para amostras diferentes, já que a intensidade média de cada amostra pode ser diferente, dificultando a comparação.

Observe na Figura 36 a relação entre o HMW e os tamanhos de passo $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m em diferentes pixels do CCD. É possível verificar as diferenças dos HMW devido ao tamanho do passo e como consequência no nível de atividade do tecido.

Uma das formas usadas para se medir a atividade biológica do material iluminado é o Momento de Inércia (MI). Esse procedimento utiliza a imagem de STS (*Spatial Temporal Speckle*) que contém informações referentes às alterações

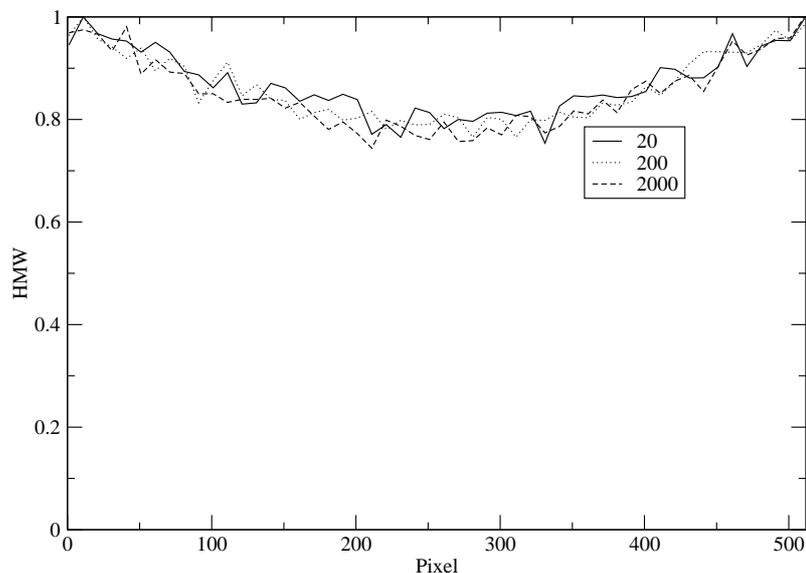


FIGURA 34 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

de intensidade de um pixel da imagem de *speckle*, as quais correspondem a alterações na superfície iluminada, durante o tempo de iluminação da superfície para gerar o padrão de *speckle* (Ver seção 4). Em nosso modelo, é possível gerar as linhas de STS de todos os pixels do CCD. Isso possibilita calcularmos o MI de um pixel qualquer.

Até o momento, o nosso modelo permite identificar em uma faixa, para o tamanho do passo, a atividade da superfície iluminada. Essa atividade deve ser refletida no MI na mesma faixa.

Na Figura 37, é mostrado que os comportamentos do MI e do HMW como funções do tamanho de passo são similares. Para o tipo de análise qualitativa que desejamos fazer, isso significa que as duas medidas são equivalentes, portanto,

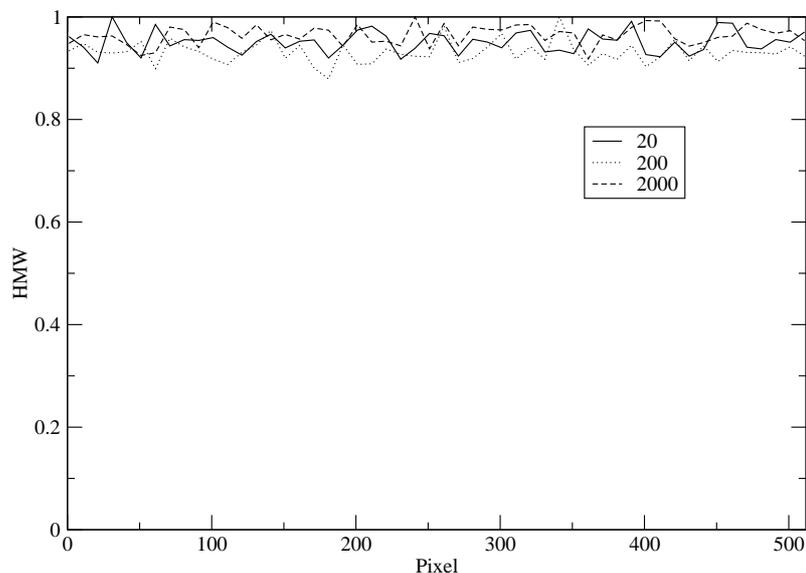


FIGURA 35 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

precisamos de apenas uma delas. Escolhemos analisar, então, o HMW, que pode ser extraído diretamente da série temporal sem necessidade de construir o STS. Os dados foram gerados por $N = 2000$ fontes executando uma caminhada aleatória dando $P = 50$ passos. Os dados foram normalizados para possibilitar a comparação entre as medidas HMW e o MI.

É possível notar que para tamanhos de passo pequenos, os dois métodos, MI e HMW, não variam muito, indicando que as duas medidas são insensíveis a variações do tamanho do passo nessa faixa. Já para valores na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(4 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(4 \times 10^{-4})\text{m}$ para o tamanho do passo, ambos os procedimentos são sensíveis, registrando a atividade biológica do tecido nessa faixa. Para valores acima de $\sqrt{\frac{50}{12}}(4 \times 10^{-4})\text{m}$, novamente ambos apresentam o mesmo com-

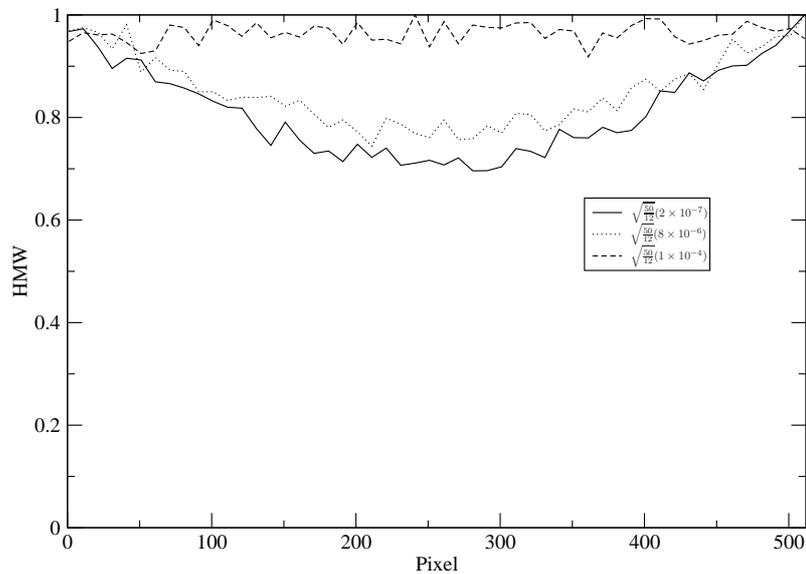


FIGURA 36 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m durante 50.000 unidades de tempo.

portamento, oscilam em torno de um valor praticamente constante, indicando que as medidas de atividade do *biospeckle* são pouco sensíveis a variações da atividade do tecido nessa faixa.

Pode-se ver que ambos apresentam comportamento bastante próximo com relação ao tamanho do passo. Para passos pequenos, ambas as medidas de atividade do tecido não são sensíveis a atividade gerada pela variação dos tamanhos de passo nessa faixa. Na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-4})$ m e ambos crescem monotonicamente, indicando que para essa faixa as duas medidas de atividade do *biospeckle* são sensíveis e conseguem detectar a atividade no tecido. Acima de $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-4})$, ambas oscilam em torno de um valor constante, indicando que nessa faixa as medidas não são sensíveis, novamente, a atividade no

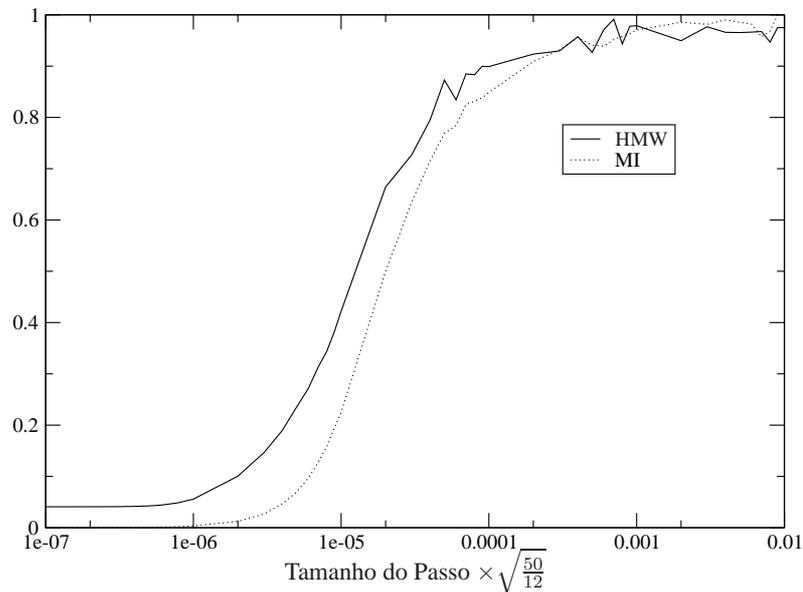


FIGURA 37 Comparação do HMW x MI, ambos em função do tamanho do passo. Os valores de HMW foram obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade e o MI a partir das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo. Os dados estão normalizados para comparação.

tecido provocada pela variação do tamanho do passo nessa faixa.

Os resultados apresentados até aqui estavam sendo gerados por amostras espacialmente homogêneas, ou seja, fontes com as mesmas características distribuídas homogeneamente ao longo da superfície. Existem, entretanto, situações reais em que os tecidos biológicos não são homogêneos. Partes diferentes de um mesmo tecido podem apresentar diferentes níveis de atividade biológica devido a uma grande variedade de fatores. Para simular essa inhomogeneidade de forma simples vamos estudar o *speckle* dinâmico de dois conjuntos de fontes com diferentes graus de atividade, ou seja, caracterizadas por diferentes valores de $\bar{\lambda}$.

As fontes são divididas em duas faixas de comprimento $5 \times 10^{-3}m$ que são

posicionadas uma ao lado da outra. Note que agora temos dois grupos de fontes, cada um deles posicionado em uma faixa. Novamente as fontes estão colocadas a $D = 1\text{m}$ do anteparo e cada fonte pode dar $P = 50$ passos de tamanhos na faixa entre $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-7})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-2})\text{m}$.

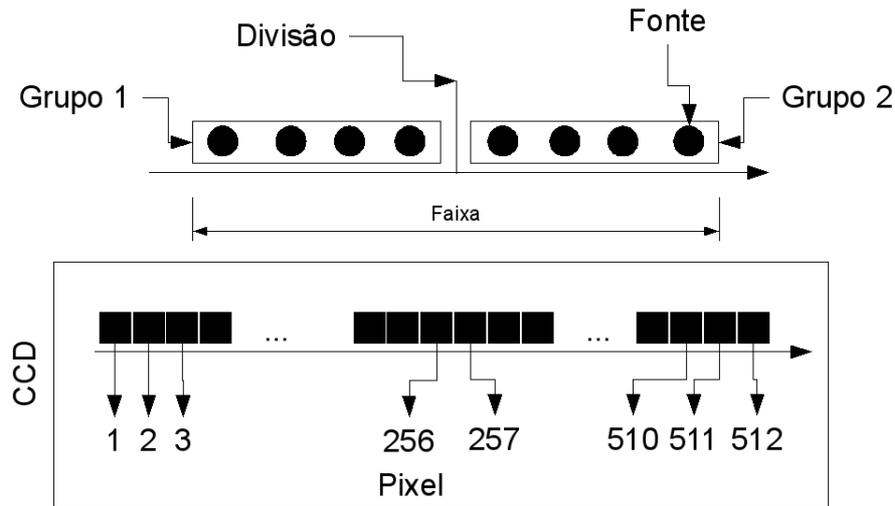


FIGURA 38 Ilustração da configuração dos posicionamento das fontes com relação ao CCD.

O CCD está posicionado de tal forma que o seu centro, fixado entre os pixels 256 e 257, está alinhado com o centro da faixa onde as fontes estão posicionadas. Uma ilustração é exibida na Figura 51.

Podemos ver na Figura 39, a relação entre o HMW e o tamanho do passo. Os dados foram gerados por $N = 2000$ fontes. Verificamos novamente que, para valores do tamanho do passo pequenos a medida de atividade do *biospeckle*, o HMW, é pouco sensível. Na faixa entre $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-7})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-5})\text{m}$ o HMW sofre um crescimento monotônico, mostrando novamente que, como medida de atividade do *biospeckle* ele é sensível à atividade gerada pela variação dos tamanhos de passo nessa faixa. Valores acima de $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-5})\text{m}$ praticamente

oscilam em torno de um valor constante, indicando, novamente, que a medida de atividade não é sensível a essa faixa de tamanho de passo.

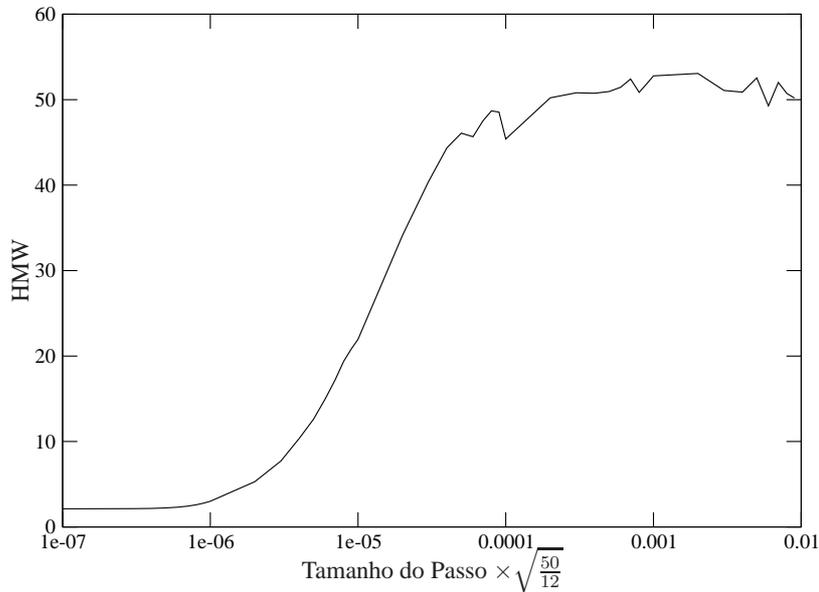


FIGURA 39 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

A comparação entre o HMW e o número de fontes está exibido na Figura 40. Os dados foram gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, alocadas em dois grupos com a mesma quantidade de fontes, distribuídas em duas regiões distintas da superfície que é iluminada. Todas as fontes executam o movimento browniano com o mesmo tamanho de passo. Pode-se notar, novamente, que o HMW não varia para tamanhos de passo pequenos, indicando que nessa faixa a medida de atividade do biopeckle não é sensível à variação do tamanho do passo. Na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m, o HMW varia monotonicamente, indicando que a medida de atividade do *biospeckle* é sensível à variação do tamanho do passo

nessa faixa e consegue mostrar a atividade no tecido. Para valores do tamanho do passo maiores que $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})\text{m}$ o HMW varia em torno de um valor praticamente constante, indicando que a medida de atividade é pouco sensível a mudanças do tamanho de passo dentro dessa faixa.

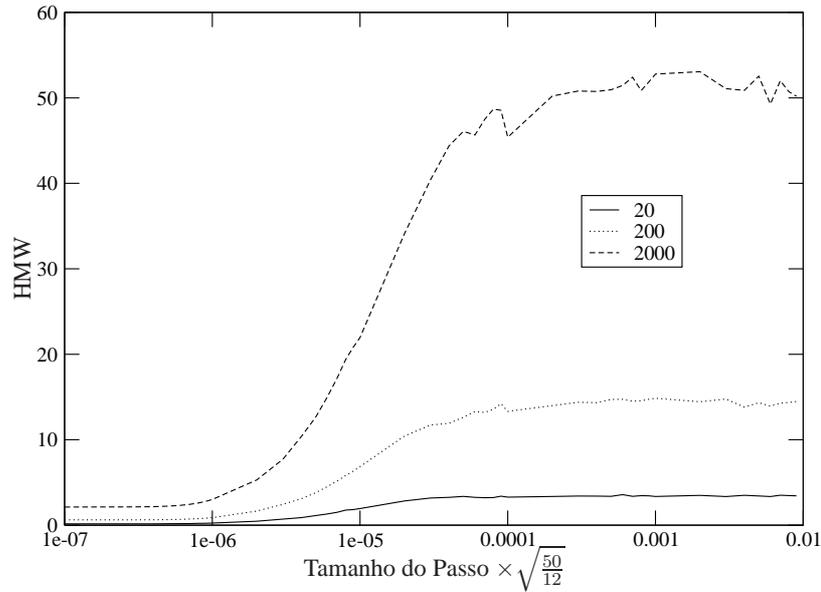


FIGURA 40 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

Podemos ver a relação entre o comportamento do HMW por pixel nas Figuras 41, 42 e 43 onde o tamanho do passo do movimento browniano das fontes é respectivamente $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$. Veja que o HMW consegue mostrar a atividade em todos os pixels, se comportando de maneira bem próxima, indicando que esta é uma boa medida de atividade do *biospeckle* em todo o CCD.

A Figura 44 mostra o comportamento do HMW de $N = 2000$ dando $P =$

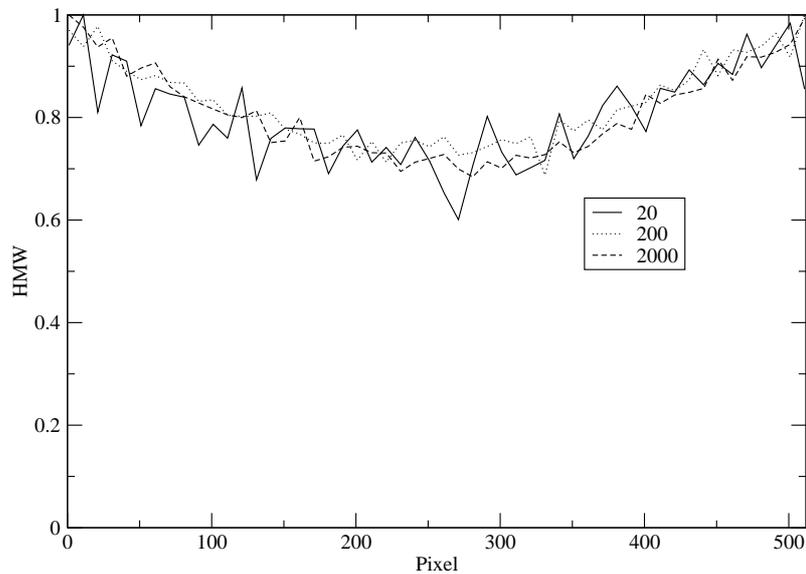


FIGURA 41 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ m durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

50 passos de tamanhos $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m.

Agora vamos analisar o comportamento do HMW com relação a dois grupos de fontes separados que se movimentam com tamanho de passos do movimento browniano diferentes. A relação entre o HMW e os pixels pode ser vista na Figura 45, em que a Curva 1 representa o resultado com a configuração das fontes à direita, executando o movimento browniano com o tamanho do passo maior do que as fontes à esquerda. A Curva 2 representa o resultado com a configuração das fontes à esquerda, executando o movimento browniano com o tamanho do passo maior do que as fontes à direita. Veja que o HMW consegue identificar o lado no qual as fontes apresentam maior tamanho de passo do movimento browniano, ou

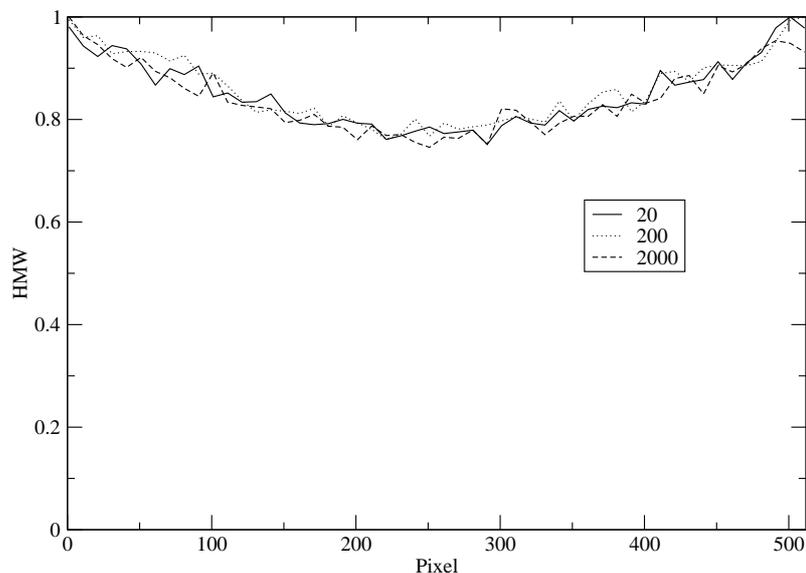


FIGURA 42 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

seja, maior nível de atividade no tecido.

As Figuras 46 e 47 exibem a relação do HMW com os pixels de imagens de *biospeckle* geradas por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, sendo que as fontes estão divididas em dois grupos e posicionadas separadas, onde cada grupo executa a caminhada com um tamanho de passo diferente. Neste caso $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})\text{m}$ e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})\text{m}$. Podemos notar nas Figuras que os grupos com tamanhos de passos do movimento browniano são trocados de posição e o HMW consegue identificar a diferença de atividade de cada grupo e representá-los nos pixels do CCD.

Vamos repetir a experiência anterior, só que desta vez, ao invés das fontes

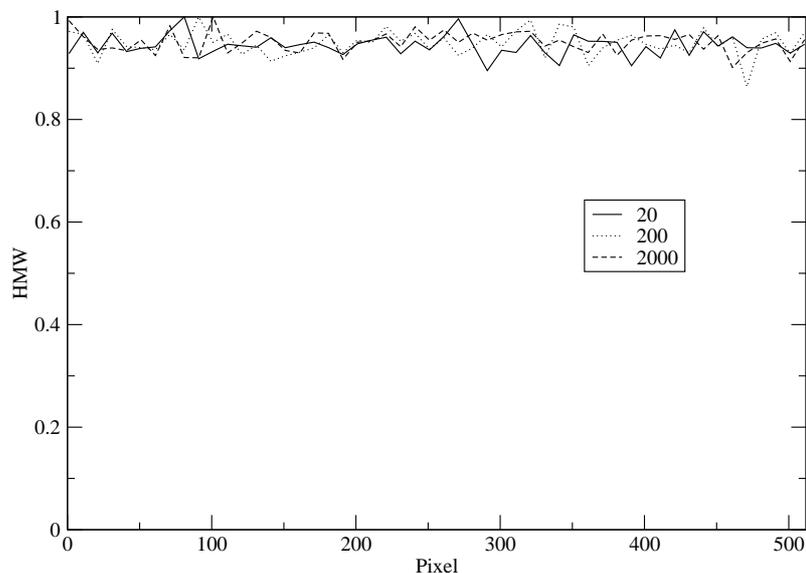


FIGURA 43 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

estarem separadas, vamos misturá-las aleatoriamente e verificar se o *biospeckle* consegue identificar a atividade na superfície iluminada. A amostra é composta por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos em que metade das fontes executa o movimento browniano com tamanho de passo $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})\text{m}$ e a outra com $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})\text{m}$. Os resultados podem ser vistos na Figura 48. Veja que o HMW consegue detectar a atividade no *biospeckle* gerado pela combinação dos dois grupos de fontes e representá-los em todos os pixels do CCD.

Aproveitando a configuração anterior, vamos verificar o comportamento do HMW com relação ao número de fontes $N = 20, 200$ e 2000 fontes. Os resultados obtidos estão na Figura 49. Novamente, a medida de atividade do biospeckle

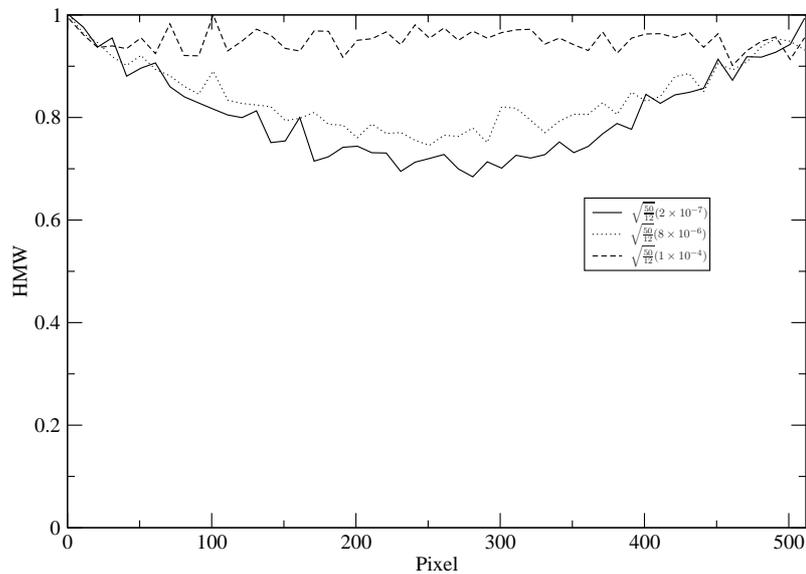


FIGURA 44 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7}), \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6}), \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

consegue identificar a atividade no tecido independente do número de fontes e registrá-las em todos o CCD.

Todos os cálculos feitos até esse momento consideraram os valores gerados no anteparo (CCD) como pontuais. Na realidade é o cálculo da integral da intensidade luminosa na região do diodo do CCD. Optamos por representar os valores como pontuais, pois realizamos os mesmos cálculos para a integral e encontramos valores muito próximos, praticamente os mesmos. Os resultados comparando o cálculo do HMW e do MI considerando um ponto e uma região no anteparo podem ser vistos nas Figuras 50 e 51. Podemos ver que o caso pontual consegue representar satisfatoriamente o caso de uma região no anteparo. Existe um inconveniente em

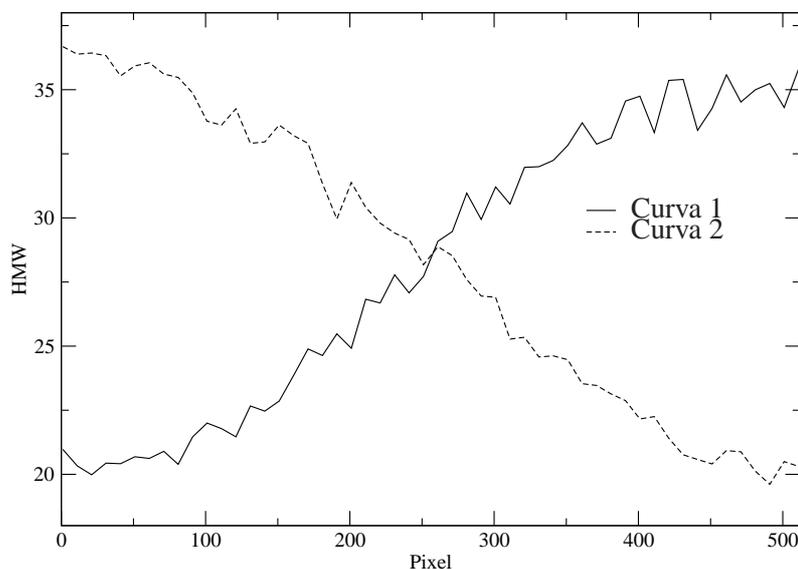


FIGURA 45 HMW em função da posição no CCD (Pixel). Valores obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos, tendo como referência o centro do CCD. Curva 1 - $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à esquerda) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à direita). Curva 2 - $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ (à esquerda) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m (à direita). As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

se usar o cálculo em uma região no anteparo, pois o tempo gasto para se calcular a integral é muito maior do que no caso pontual. Assim, usando o caso pontual, conseguimos obter os mesmos dados e otimizamos o processo de obtenção dos mesmos.

Até o momento, podemos concluir que o modelo unidimensional consegue identificar a atividade gerada pela movimentação das fontes no tecido. O modelo simula uma superfície dinâmica unidimensional e o HMW consegue identificar a atividade da superfície.

Basicamente, o algoritmo do modelo segue o diagrama de blocos do fluxo

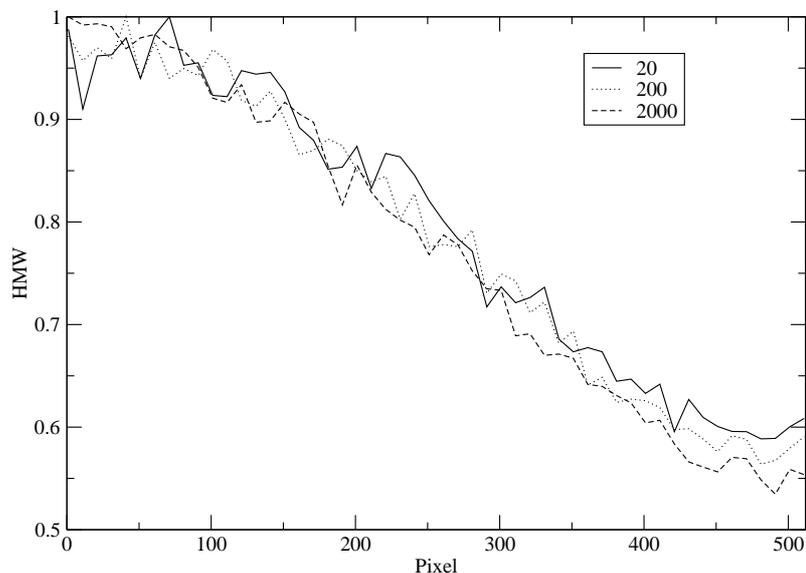


FIGURA 46 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à direita do centro do CCD) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à esquerda do centro do CCD) durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

de tarefas exibido na Figura 52 para gerar os gráfico que exibem a relação entre o HMW e o Tamanho do Passo. Para os gráficos do HMW, com relação aos Pixels, o diagrama é praticamente o mesmo, tendo apenas algumas alterações básicas.

Vamos fazer agora com que o nosso modelo simule o comportamento real das partículas biológicas, fazendo com que elas se movimentem em duas dimensões.

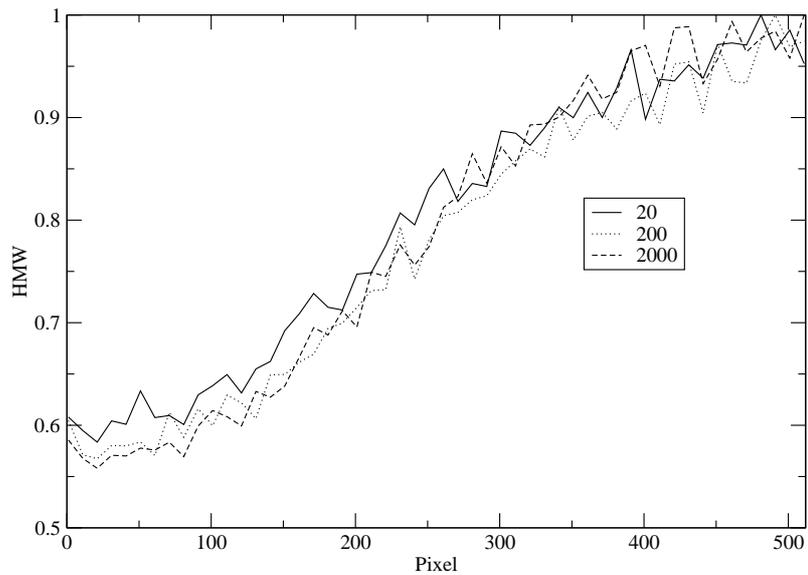


FIGURA 47 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à esquerda do centro do CCD) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à direita do centro do CCD) durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

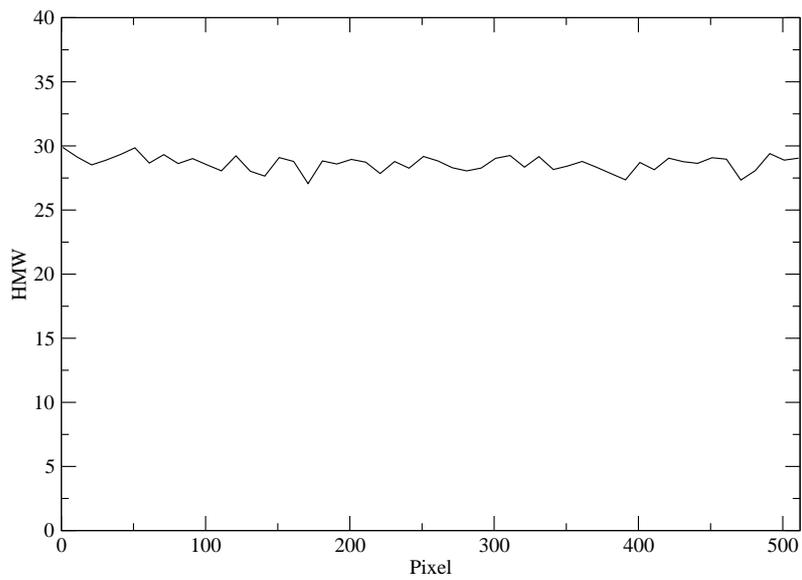


FIGURA 48 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m durante 50.000 unidades de tempo, sendo os tamanhos de passos atribuídos aleatoriamente a cada fonte. As fontes são posicionadas aleatoriamente.

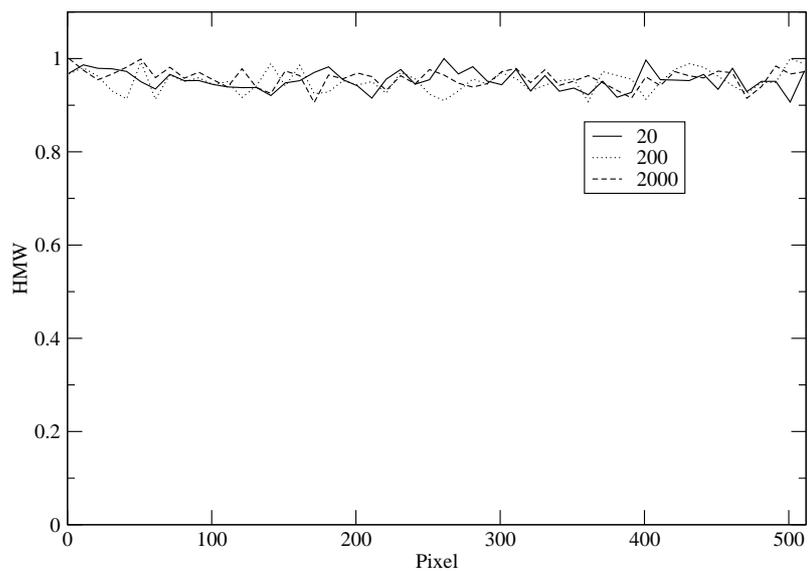


FIGURA 49 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m durante 50.000 unidades de tempo, sendo os tamanhos dos passos atribuídos aleatoriamente a cada fonte. As fontes são posicionadas aleatoriamente.

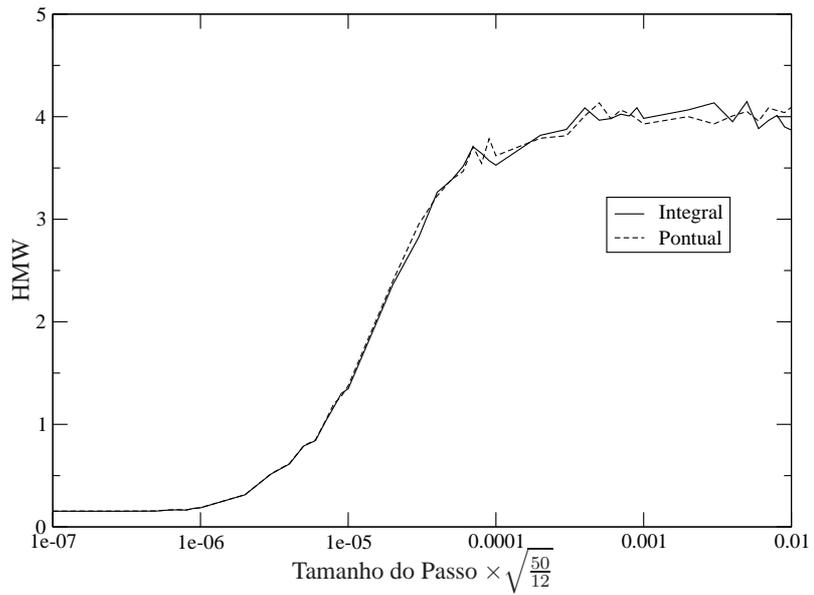


FIGURA 50 Comparação do HMW gerado por medidas pontuais e de integral de uma região no anteparo. Sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ durante 50.000 unidades de tempo.

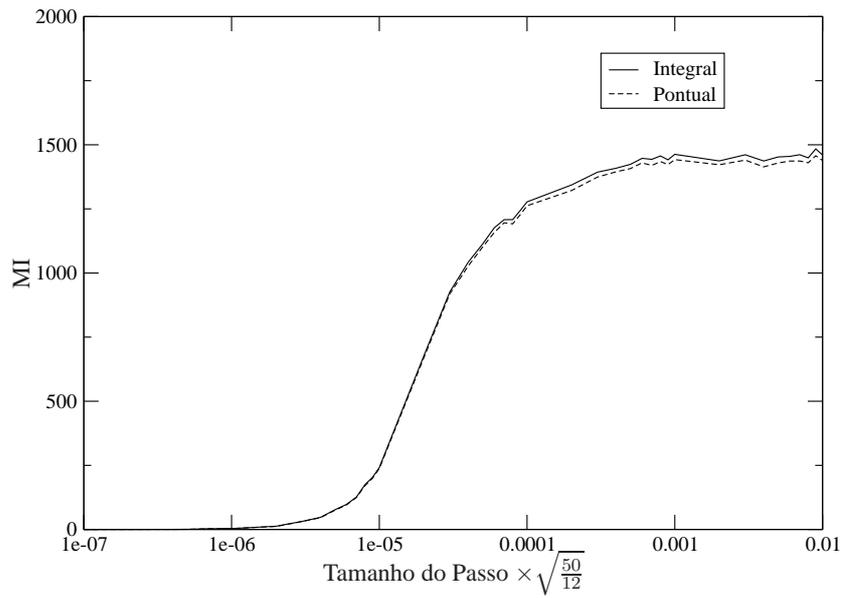


FIGURA 51 Comparação do MI gerado por medidas pontuais e de integral de uma região no anteparo. Sendo os valores do MI obtidos a partir dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ durante 50.000 unidades de tempo.

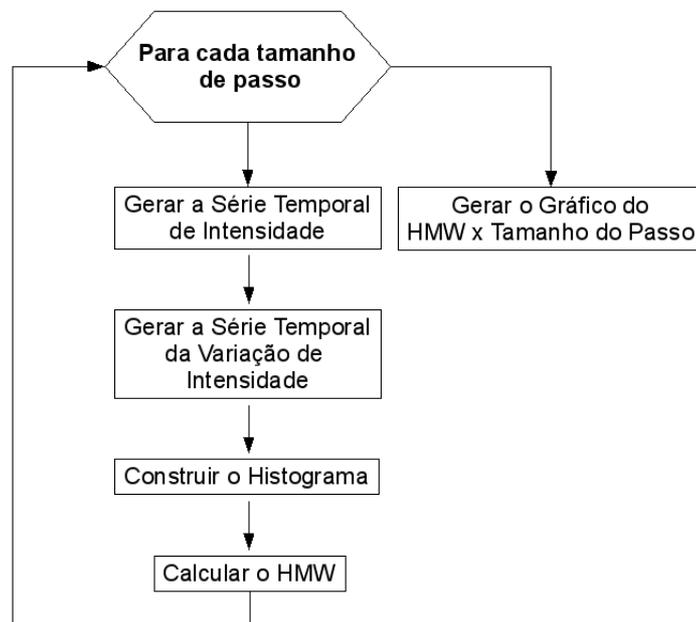


FIGURA 52 Diagrama de blocos do fluxo de tarefas que o modelo segue para gerar dados.

5.3 Modelo dinâmico bidimensional

As amostras de tecidos reais são em geral regiões que são iluminados para gerar o padrão de *speckle* onde as organelas do tecido se movimentam bidimensionalmente. Portanto, para aproximar o nosso modelo de um caso real, vamos modelar a nossa superfície de maneira que as fontes pontuais possam ter condições de se movimentar bidimensionalmente.

O movimento browniano bidimensional de cada fonte pode ser obtido a partir de um passeio aleatório bidimensional. O deslocamento da fonte possui duas componentes, uma para cada eixo do plano xy . As componentes de cada eixo podem dar P passos aleatórios, sorteados uniformemente dentro do intervalo $[-\frac{\lambda}{2}, \frac{\lambda}{2}]$, num intervalo de tempo τ . Assim, a posição de uma fonte s num instante $p\tau$ é dada por:

$$\vec{r}_s(p\tau) = x_s(p\tau)\hat{i} + y_s(p\tau)\hat{j} \quad (102)$$

Onde $|\vec{r}_s(p\tau)|$ é o deslocamento da fonte no passo $p\tau$ com relação à posição da fonte no instante $(p-1)\tau$ com ângulo $\alpha = \arctan(\frac{y_s(p\tau)}{x_s(p\tau)})$.

O $x_s(p\tau)$ e $y_s(p\tau)$ são dados por:

$$\begin{aligned} x_s(p\tau) &= x_s((p-1)\tau) + \Gamma \\ y_s(p\tau) &= y_s((p-1)\tau) + \Gamma \end{aligned} \quad (103)$$

Onde Γ é um número aleatório com distribuição normal de média $\mu = 0$ e variância $\sigma^2 = P\frac{\lambda^2}{12}$.

No modelo bidimensional, o intervalo entre dois passos consecutivos $p-1$ e p continua sendo o intervalo de tempo τ , que é o tempo entre duas medidas consecutivas de intensidade realizadas pelo CCD. Novamente, podemos associar

a razão entre a variância e o intervalo de tempo τ com uma velocidade difusiva típica das partículas do material biológico.

A superfície do material biológico do modelo bidimensional também é composta por N fontes emitindo constantemente luz em todas as direções. Neste caso, executando o movimento browniano descrito pela equação 102.

Na figura 53 é ilustrada esquematicamente a formação do padrão de interferência pelas contribuições dos vários raios luminosos, emitidos por fontes posicionadas em um plano bidimensional, que atingem um ponto aleatório A, escolhido arbitrariamente no anteparo.

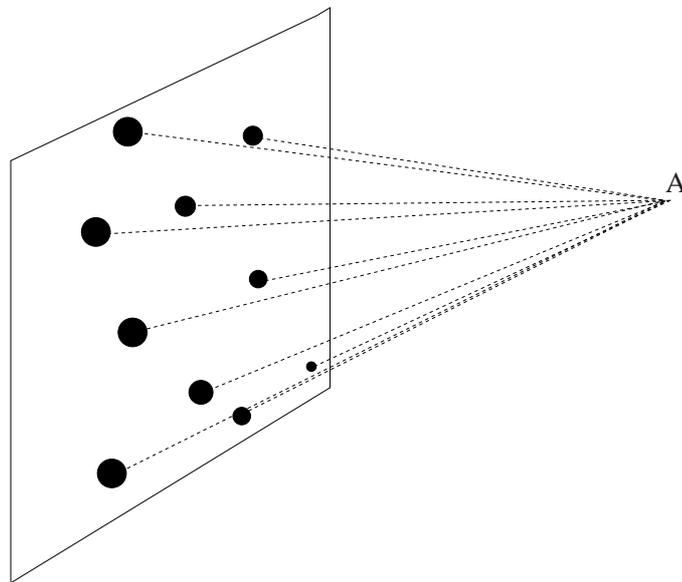


FIGURA 53 Representação esquemática das várias contribuições de N fontes pontuais para a formação do padrão de interferência num ponto A arbitrário do anteparo.

Depois de cada intervalo de tempo τ (que corresponde a um passo discreto do movimento browniano), cada fonte ocupa uma posição aleatória na superfície da amostra. Então, é calculado o padrão de interferência resultante da luz emitida

por cada fonte em um ponto escolhido arbitrariamente do anteparo.

Esse processo é repetido M vezes, produzindo uma série temporal para um dado ponto no anteparo. Agora, temos que analisar as características da série temporal e verificar se ela guarda informações sobre as características do movimento das fontes que a produziram.

5.4 Resultados para o modelo dinâmico bidimensional

Assim, como fizemos no caso unidimensional, temos que caracterizar a distribuição das variações de intensidade δI_n de um ponto escolhido arbitrariamente no anteparo. Para isso, vamos construir o histograma das variações de intensidade e verificar qual a distribuição que a caracteriza e calcular o respectivo HMW.

Como exemplo, vamos construir a série temporal realizando 50.000 observações do padrão de interferência em um ponto do anteparo, gerado por $N = 2000$ fontes pontuais, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$, colocadas em uma área de $1 \times 10^{-4}\text{m}^2$, estando o anteparo à distância $D = 1\text{m}$ das fontes. A série temporal do módulo da variação das intensidades pode ser vista na Figura 54.

O gráfico da autocorrelação pode ser visto na Figura 55. Verifica-se que os valores da autocorrelação da série temporal da Figura 54 diminuem rapidamente para os primeiros intervalos de tempo. Assim, a série temporal do módulo da variação de intensidade é representada por uma variável aleatória com valores de autocorrelação igual a um, para o intervalo de tempo zero e para os demais intervalos igual a zero. O mesmo resultado foi encontrado no caso unidimensional.

Para analisar a série da Figura 54, temos que caracterizar a distribuição das variações de intensidade δI_n , como foi feito para o caso unidimensional. Vamos

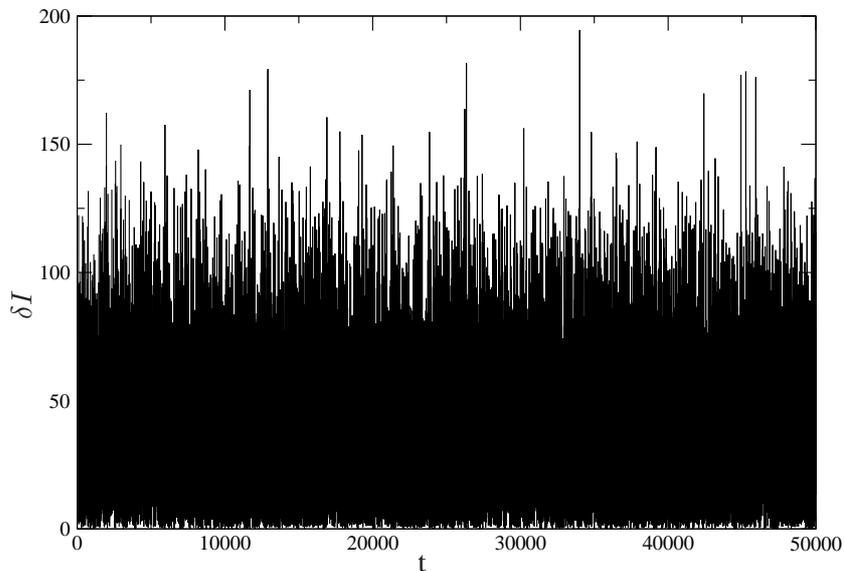


FIGURA 54 Série Temporal do módulo da Variação de Intensidade (δI) gerada por $N = 2000$ fontes pontuais dando $P = 50$ passos de $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo em um plano.

construir o histograma do módulo das variações de intensidade, verificar qual a distribuição que a caracteriza e calcular o respectivo HMW.

Podemos observar na Figura 56 a distribuição da série temporal do módulo da variação da intensidade. É possível ver que o ajuste por uma gaussiana não é tão bom como no caso unidimensional, mas para efeito de avaliação da atividade do tecido, podemos considerar a distribuição aproximadamente gaussiana. Assim, novamente, vamos usar o HMW para poder caracterizá-la.

Para ilustrar a relação do tamanho do passo e o HMW foi realizado a simulação usando $N = 2000$ fontes, executando movimento browniano dando $P = 50$ passos, com tamanho de passo na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-2})\text{m}$. Para cada tamanho de passo são realizadas 50.000 observações, gerando a série temporal da intensidade de um ponto do *biospeckle* escolhido arbitrariamente no

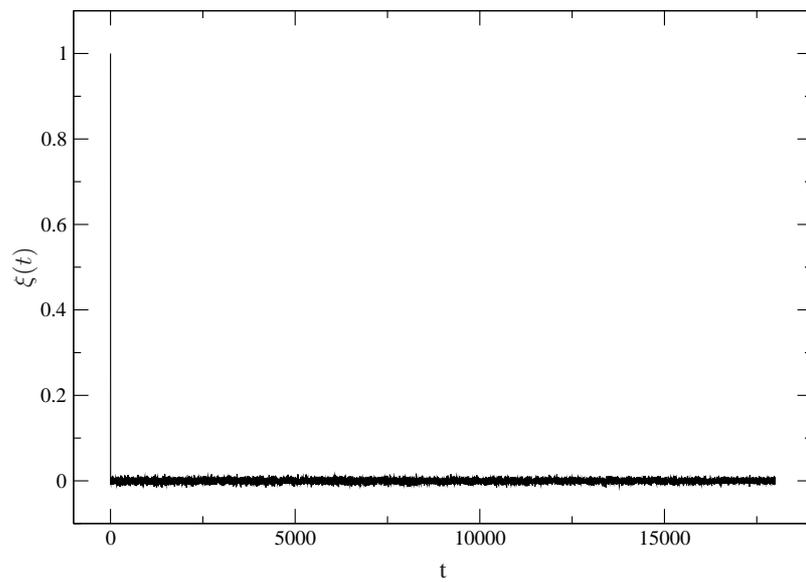


FIGURA 55 Autocorrelação da Série Temporal da Figura 54.

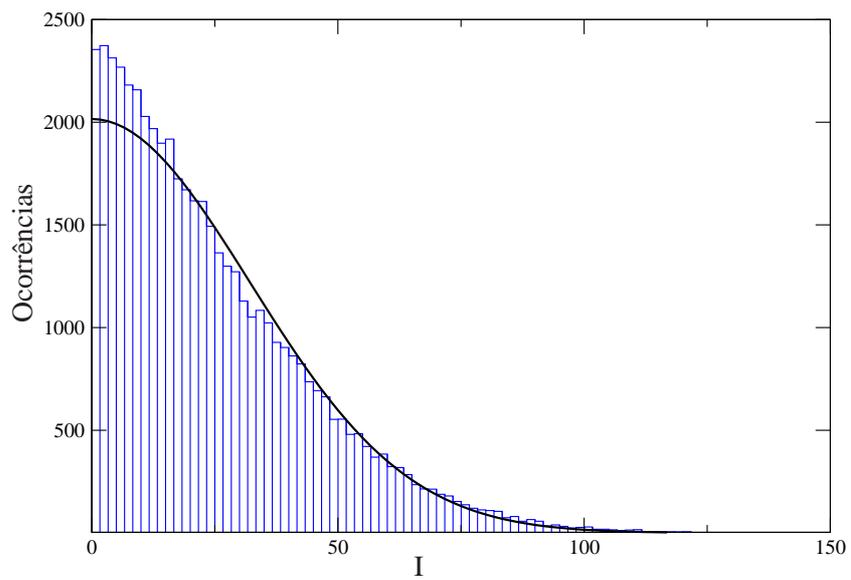


FIGURA 56 Histograma da série temporal do módulo das variações de intensidade δI_n .

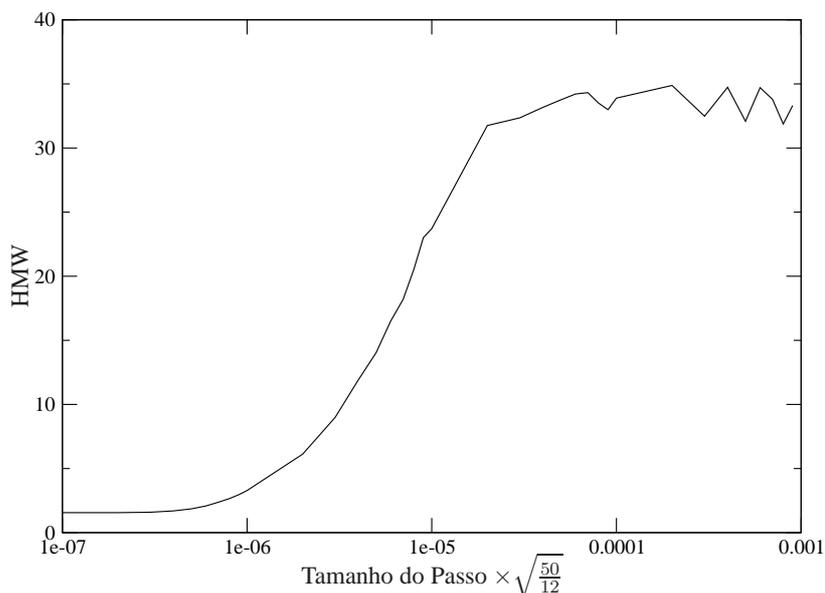


FIGURA 57 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo.

anteparo.

O gráfico da comparação do tamanho do passo com o HMW está exibido na Figura 57. Pode-se verificar que para valores de tamanho de passos muito pequenos, os valores de HMW não variam, indicando que a medida de atividade do *biospeckle* é insensível a variações no tamanho do passo nessa faixa. Para valores de tamanho de passos na faixa entre $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})$ m, os valores de HMW apresentam crescimento monotônico, implicando que o HMW consegue identificar a atividade no tecido. Para o tamanho do passo com valores maiores que $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})$ m, o HMW oscila aleatoriamente em torno de um valor praticamente constante, isto indica novamente que, como medida de atividade, ele é insensível à atividade no tecido gerada por tamanhos de passos diferentes dentro dessa faixa.

Agora, vamos analisar o efeito do número de fontes sobre o comportamento do *biospeckle*. Vamos simular a formação do padrão de interferência para $N = 20, 200$ e 2000 fontes executando o movimento browniano com passos de tamanho na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-2})$ m.

A Figura 58 exibe o resultado da comparação entre o HMW e o número de fontes. Analisando a Figura, podemos ver que para tamanhos de passos pequenos para o movimento browniano das fontes, o HMW como medida de atividade do biopeckle não sofre alterações, mostrando ser não ser sensível à atividade do tecido provocada por esse tamanhos de passos nessa faixa. Para valores de tamanho de passo na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})$ m, o HMW cresce monotonicamente, indicando que para essa faixa o HMW serve como medida de atividade do *biospeckle* no tecido. Para valores maiores que $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})$ m, o HMW oscila praticamente em torno de um valor constante, mostrando que para esses valores de tamanho de passo o HMW não é sensível à atividade do *biospeckle* no tecido.

Como no caso unidimensional, novamente temos três faixas que indicam a presença de atividade no *biospeckle* ou não. A diferença nos dois casos está no comprimento das faixas e na respectiva posição de cada um delas.

O comportamento do HMW com relação ao número de fontes está representado nas Figuras 59, 60 e 61. Para gerar esses dados usamos $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos com três diferentes tamanhos, cada um referente a uma faixa de atividade que a Figura 57 exibe. Na Figura 59, usamos o tamanho do passo do movimento browniano $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ m, na Figura 60 $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$ m e na Figura 61 $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m. Assim, podemos ver que o HMW detecta a atividade no tecido e consegue representá-la nos pixels do CCD, independente do número de fontes.

A relação entre o HMW e o tamanho do passo pode ser visto na Figura 62.

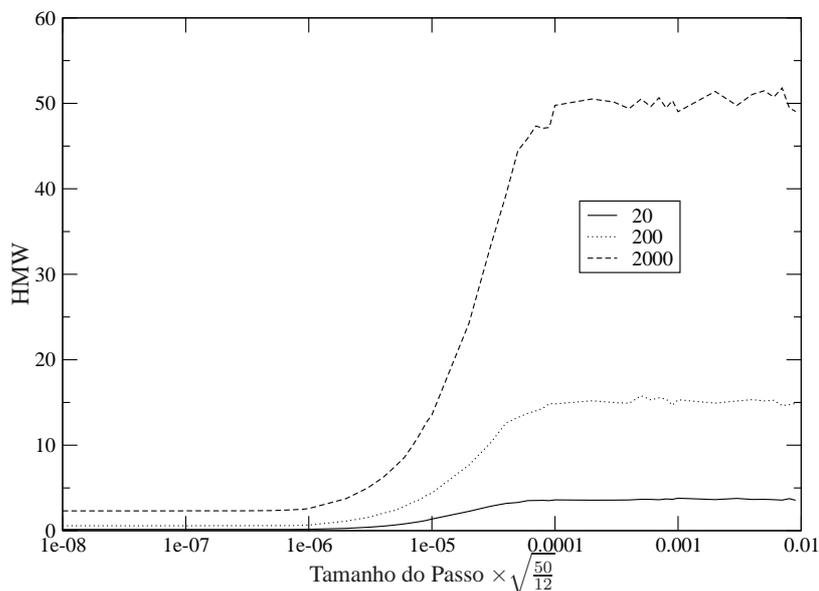


FIGURA 58 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo.

Para gerar esses dados foi utilizado $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos do movimento browniano de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7}), \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6}), \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m. Novamente, podemos ver que o HMW é sensível à atividade no tecido e consegue registrá-la em todos os pixels do CCD. Só que, neste caso, isto ocorre independentemente do tamanho do passo do movimento browniano.

Observamos nas Figuras de 60 a 62 que apesar das amostras em questão serem homogêneas, o HMW varia ligeiramente (em média) de pixel para pixel como no caso unidimensional. Esta variação é uma consequência da variação espacial da intensidade média do padrão provocada pela difração da frente de onda espalhada pela amostra. Isso significa que, mesmo para amostras homogêneas, como no caso unidimensional, a atividade medida através do *biospeckle* não é a mesma em todos os pontos do padrão. Notamos, mais uma vez, que o HMW em

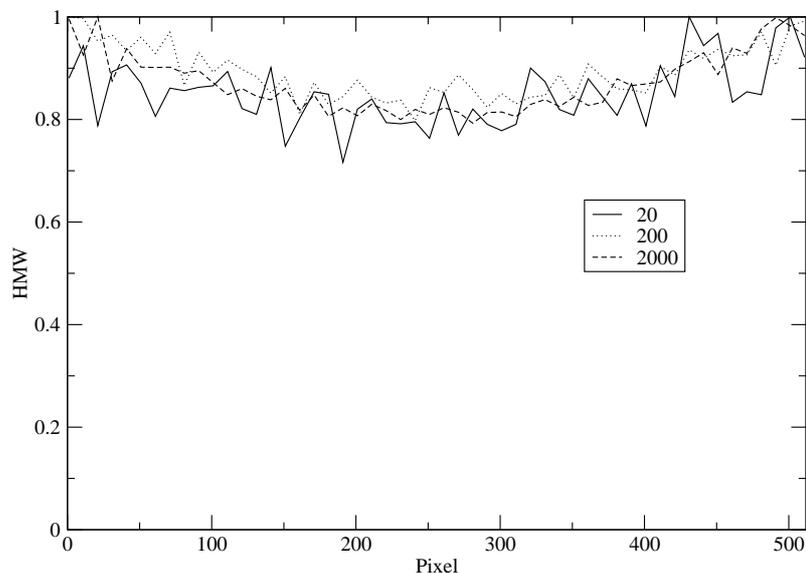


FIGURA 59 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

cada ponto do padrão depende da intensidade média naquele ponto e não apenas da velocidade média das fontes na amostra. Reiteramos que é necessário ter cautela para associar um único valor de atividade baseado em propriedades do padrão inteiro, como é o caso do MI. Também é preciso cuidado ao comparar atividades medidas através do *biospeckle* para amostras diferentes, já que a intensidade média de cada amostra pode ser diferente, dificultando a comparação.

Vamos analisar o gráfico da relação entre o HMW e o MI para o caso bidimensional, lembrando que, como função do passo ambos são similares. A Figura 63 exibe a comparação entre as duas medidas. Mais uma vez podemos ver que apresentam comportamentos similares para o tamanho do passo, conforme simulado no caso unidimensional.

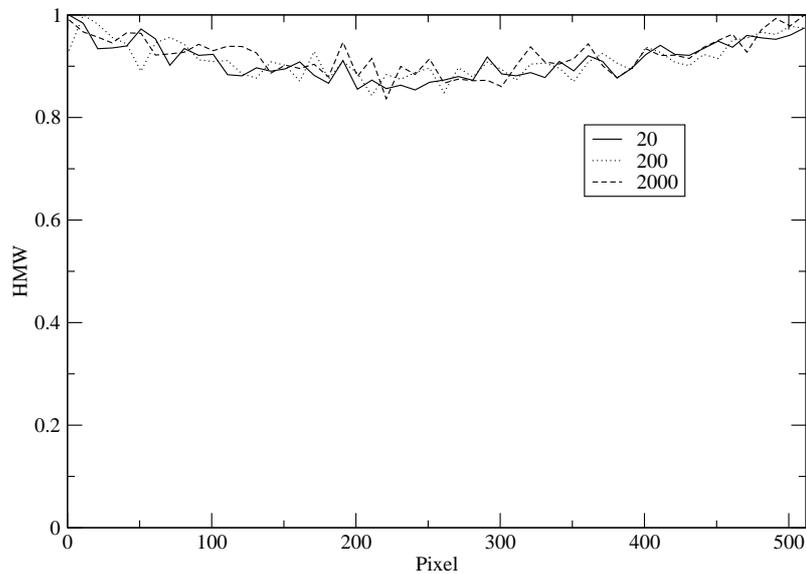


FIGURA 60 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

Como no caso unidimensional vamos optar por analisar o nível de atividade do *biospeckle* através do HMW, pois ele pode ser extraído diretamente da série temporal.

Até aqui já realizamos a análise de dados gerados por amostras espacialmente homogêneas. Como no caso unidimensional, temos que avaliar o comportamento do padrão de interferência com relação a tecidos que não apresentam homogeneidade, fazendo com que partes do tecido apresentem diferentes níveis de atividade biológica.

Vamos iniciar a nossa simulação dividindo P fontes em duas regiões. Em um primeiro momento, as fontes irão apresentar as mesmas características, com tamanho do passo do movimento browniano $\bar{\lambda}$. Assim podemos avaliar o compor-

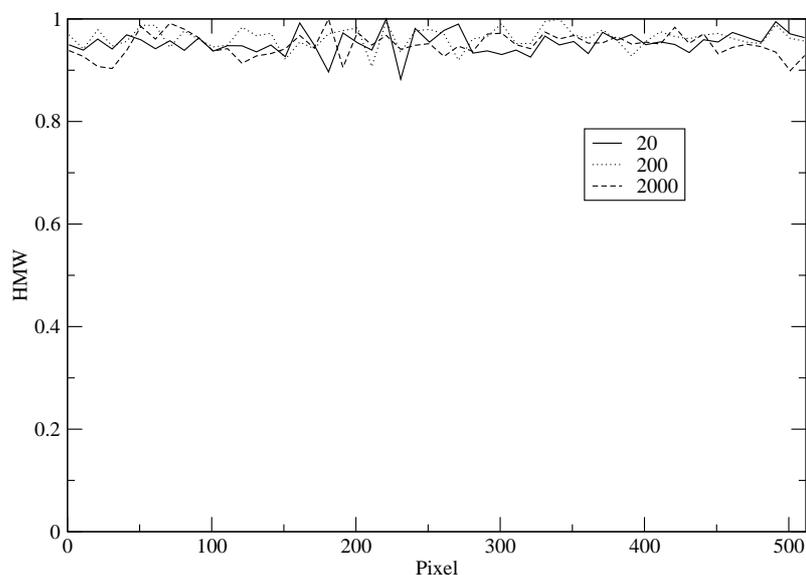


FIGURA 61 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo.

tamento de duas regiões com as mesmas características e qual a sua influência no padrão de interferência do *biospeckle*. Neste caso, temos o controle do número de fontes nas duas regiões, o qual será mantido constante. Uma ilustração da montagem desse sistema pode ser visto na Figura 64. Note que o centro do CCD (entre os pixels 256 e 257) está alinhado com o centro do sistema.

A relação entre o HMW e o tamanho do passo $\bar{\lambda}$ do padrão de interferência gerado por $N = 2000$ fontes separadas em dois grupos homogêneos, dando $P = 50$ passos e executando o movimento browniano pode ser visto na Figura 65. Novamente podemos ver que para tamanhos de passos pequenos, o HMW não é sensível a variações de atividade no tecido. Na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})\text{m}$, o HMW apresenta um crescimento monotônico dentro dessa

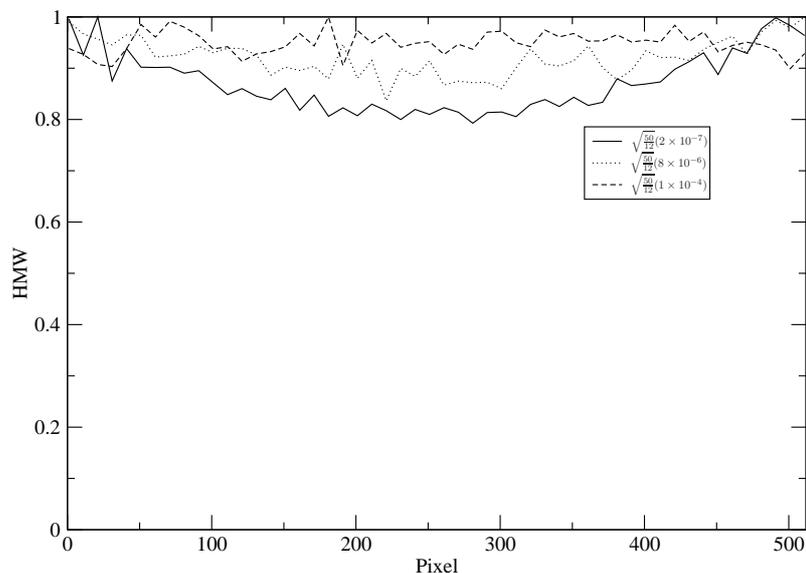


FIGURA 62 HMW em função da posição do CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \left\{ \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7}), \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6}), \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4}) \right\}_m$ durante 50.000 unidades de tempo.

faixa, indicando as mudanças no nível de atividade no tecido. Para valores superiores a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})m$, o HMW oscila em torno de um ponto praticamente constante. Neste caso, o HMW não é sensível a variações de atividade no tecido.

Com relação ao comportamento do padrão de interferência e o número de fontes, vamos calcular o HMW para $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos. Os resultados podem ser vistos na Figura 66. Podemos ver que o HMW consegue identificar a atividade no tecido em três níveis diferentes. Na primeira, para valores pequenos de tamanho de passo, o HMW mostra não ser sensível a atividade no tecido. Na faixa de $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-7})$ a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})m$, o HMW é sensível a atividade do tecido provocada pelas variações dos tamanhos dos passos nessa faixa. Na última faixa, onde os valores são superiores a $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})m$,

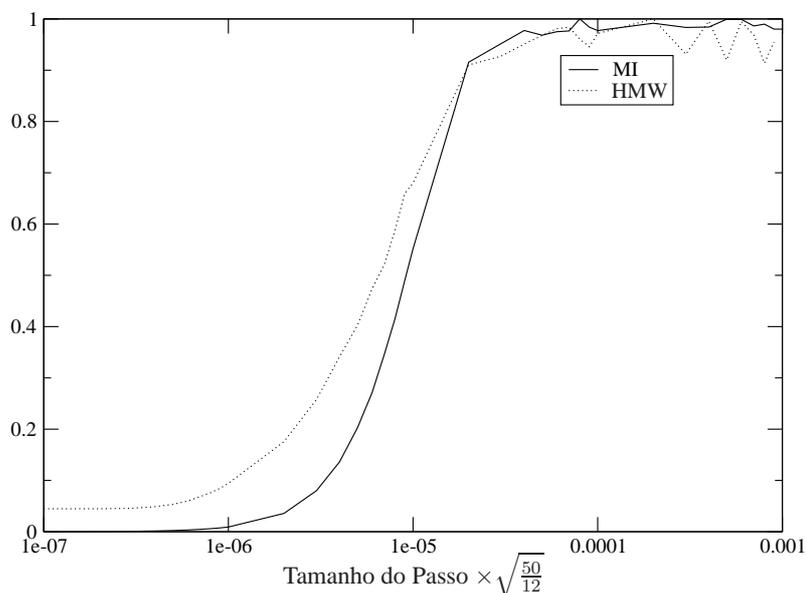


FIGURA 63 Comparação do HMW x MI, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes e os valores do MI a partir dos módulos das variações de intensidade gerado por $N = 2000$ fontes dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = 1 \times 10^{-4}$ durante 50.000 unidades de tempo.

o HMW oscila em torno de um valor praticamente constante, indicando não ser sensível a esse tamanho de passo. Podemos assim verificar que o HMW consegue medir a atividade no tecido independente do número de fontes.

Vamos analisar o comportamento do HMW em diferentes pixels do CCD. Realizamos a simulação com $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos do movimento browniano de tamanhos $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$, $\sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m. Os resultados estão representados nas Figuras 67, 68 e 69. Nas três configurações, o HMW consegue detectar a atividade no tecido e representá-la nos pixels do CCD.

A Figura 70 exhibe o resultado da simulação para $N = 2000$ fontes dando $P = 50$ passos com três tamanhos para executar o movimento browniano, sendo

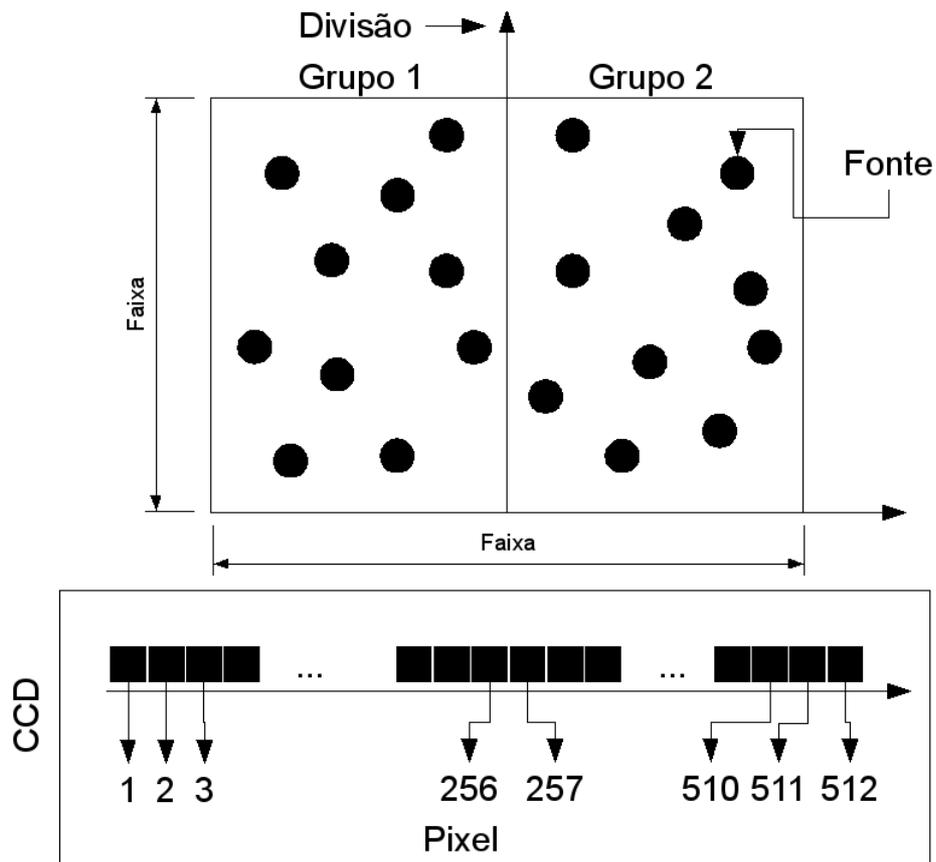


FIGURA 64 Ilustração da configuração dos posicionamento das fontes com relação ao CCD.

$\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7}), \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6}), \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})$ m. Agora, mantemos o número de fontes constante para analisar o comportamento do HMW com relação ao tamanho do passo.

Mantendo o número de fontes constantes, podemos ver que o HMW consegue detectar a atividade no tecido provocada pelos diferentes tamanhos de passos do movimento browniano.

Até o momento, realizamos as análises sobre tecidos homogêneos e verificamos a sua influência sobre o padrão de interferência gerado por dois grupos

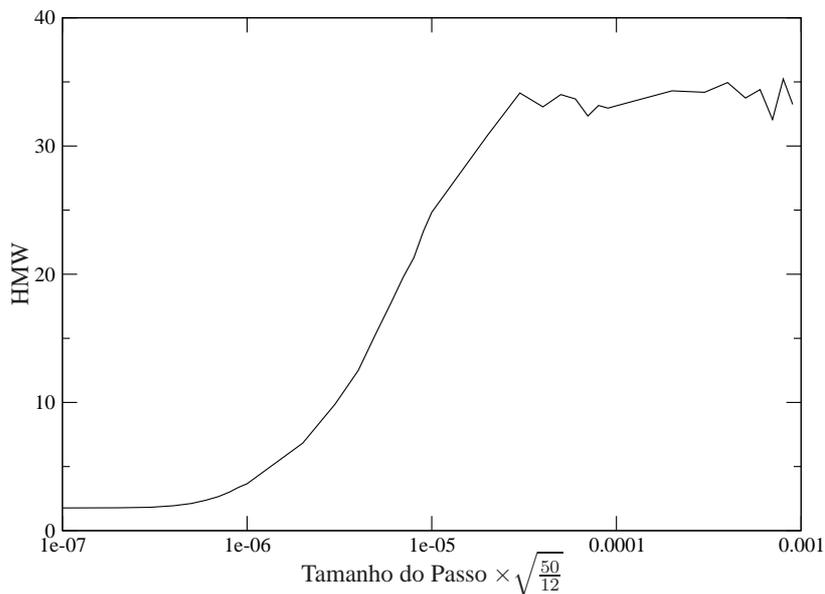


FIGURA 65 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

de tecido, compostos por fontes que executavam o movimento browniano com o mesmo tamanho de passo $\bar{\lambda}$.

Agora vamos avaliar a influência sobre o padrão de interferência provocado por um tecido heterogêneo. Vamos simular dois tecidos com diferentes níveis de atividade.

Inicialmente, foram colocadas $N = 2000$ fontes, divididas em dois grupos, dando $P = 50$ passos do movimento browniano com tamanho de passo igual a $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m.

Os resultados do HMW produzido por dois tecidos heterogêneos podem ser vistos na Figura 71, onde as fontes agrupadas à esquerda possuem tamanho do passo maior (Curva 1) e as fontes à direita possuem tamanho de passo maior

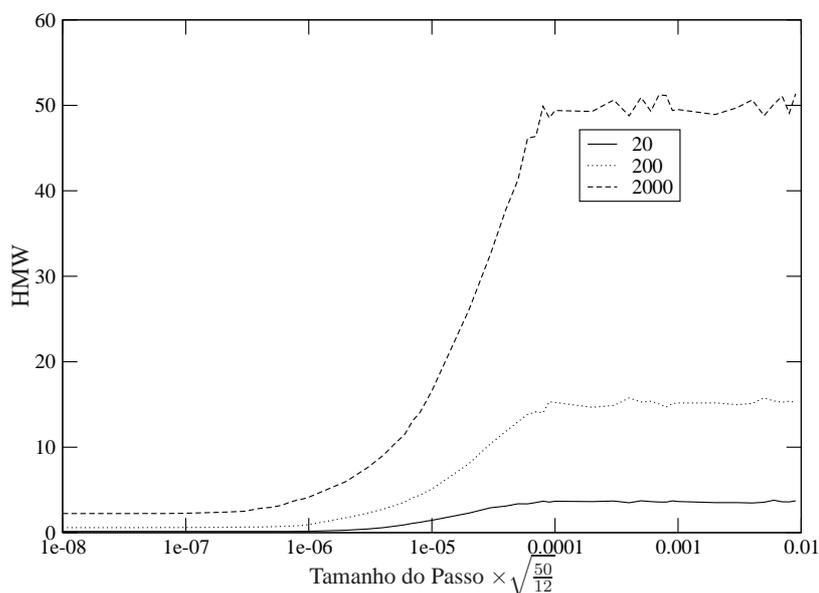


FIGURA 66 HMW em função do Tamanho do Passo, sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

(Curva 2). Ambas as curvas mostram a relação entre o HMW e os pixels do CCD. Note que o HMW consegue identificar o lado que apresenta maior atividade em decorrência do tamanho do passo do movimento browniano.

Vamos agora avaliar a relação do HMW gerado por um número diferente de fontes iguais a $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanhos $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m. Os resultados estão exibidos nas Figuras 72 e 73. Na Figura 73, as fontes à esquerda se movimentam com tamanho de passo $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m e, à direita com $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m. Na Figura 72 as fontes à esquerda se movimentam com tamanho de passo $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m e, à direita com $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m. Novamente, variando o número de fontes o HMW consegue detectar a região que possui maior atividade no tecido.

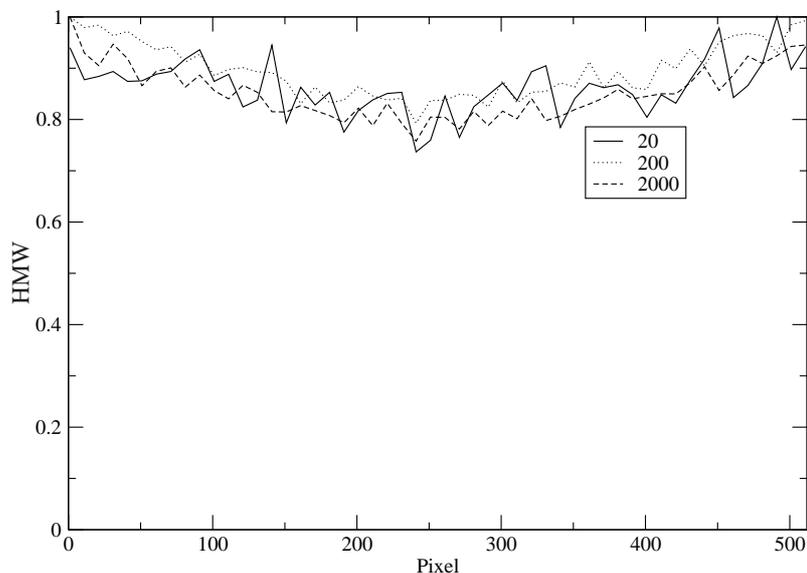


FIGURA 67 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7})$ m durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

Os resultados gerados até agora representavam tecidos homogêneos, com o mesmo tamanho de passo $\bar{\lambda}$, ou heterogêneos, com diferentes tamanhos de passos. Só que as fontes estavam separadas em regiões distintas. Agora, vamos misturar as fontes com diferentes passos e verificar se o HMW consegue detectar a atividade no tecido provocado pelo tamanho do passo $\bar{\lambda}$ nos pixels do CCD.

O tecido agora é composto por $P = 2000$ fontes que executam o movimento browniano, dando $P = 50$ passos com tamanho de passos $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-6})$ e $\sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-5})$ m. As fontes são posicionadas aleatoriamente.

O resultado para essa configuração de tecido pode ser visto na Figura 74. O HMW consegue indicar a presença de atividade na imagem e representá-la em

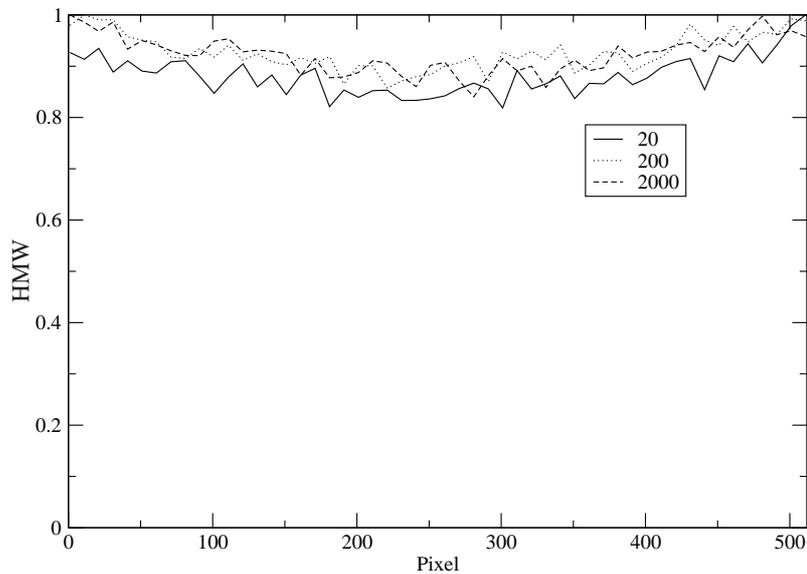


FIGURA 68 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

todos os pixels do CCD.

Com relação ao número de fontes, realizamos a simulação com $N = 20, 200$ e 2000 fontes, cada fonte dando passos $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$, ou $\sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})\text{m}$. Tanto o tamanho do passo, quanto a sua posição são atribuídos de forma aleatória a cada fonte, fazendo com que as fontes fiquem misturadas. Assim, a relação entre o número de fontes e o HMW está representado na Figura 75, mostrando atividade em todos os pixels do CCD. Note que, com diferentes números de fontes, o HMW consegue indicar novamente a presença de atividade e representá-la.

Podemos concluir que o HMW consegue detectar o nível de atividade

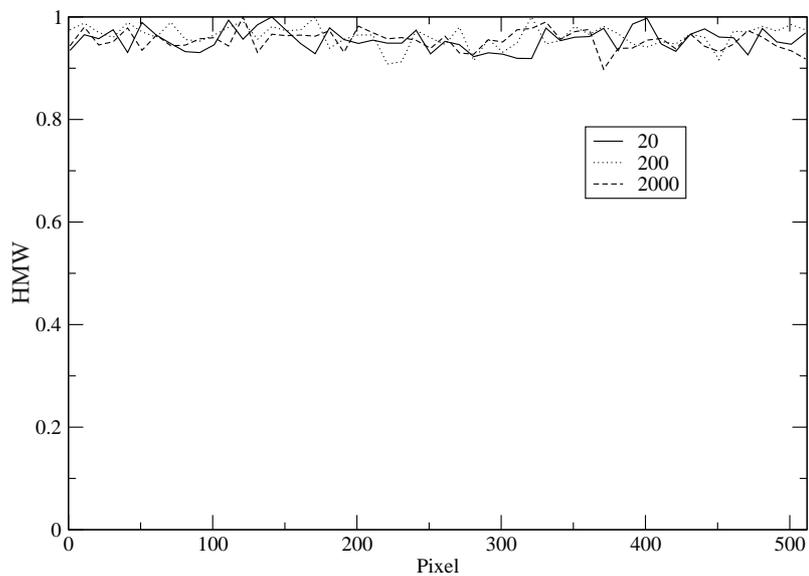


FIGURA 69 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4})\text{m}$ durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

do tecido provocado por diferentes configurações dos parâmetros do modelo, o número de fontes N e o tamanho do passo $\bar{\lambda}$. Com o HMW, podemos inferir diretamente o nível de atividade do *biospeckle*, uma vez que configuramos os valores dos parâmetros.

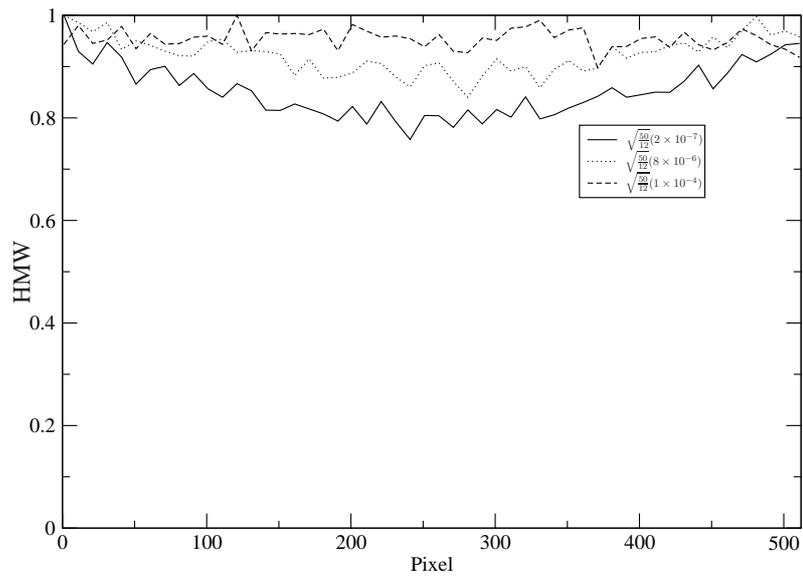


FIGURA 70 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \left\{ \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-7}), \sqrt{\frac{50}{12}}(8 \times 10^{-6}), \sqrt{\frac{50}{12}}(1 \times 10^{-4}) \right\}$ m durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

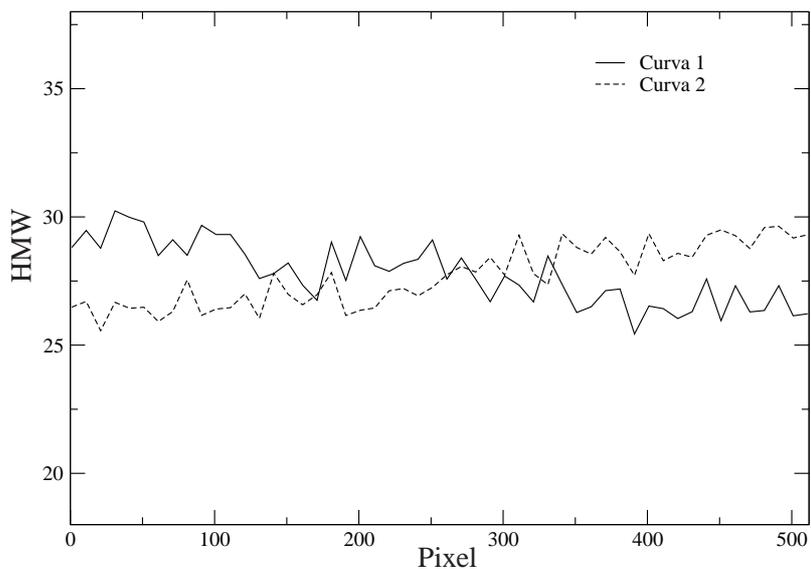


FIGURA 71 HMW em função da posição no CCD (Pixel). Valores obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos, tendo como referência o centro do CCD. Curva 1 - $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à esquerda) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à direita). Curva 2 - $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ (à esquerda) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ m (à direita). As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

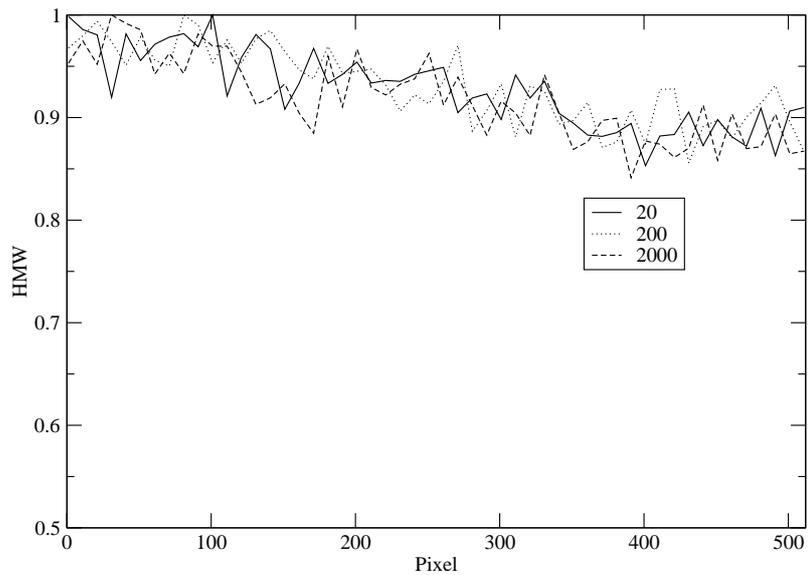


FIGURA 72 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à direita do centro do CCD) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à esquerda do centro do CCD) durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

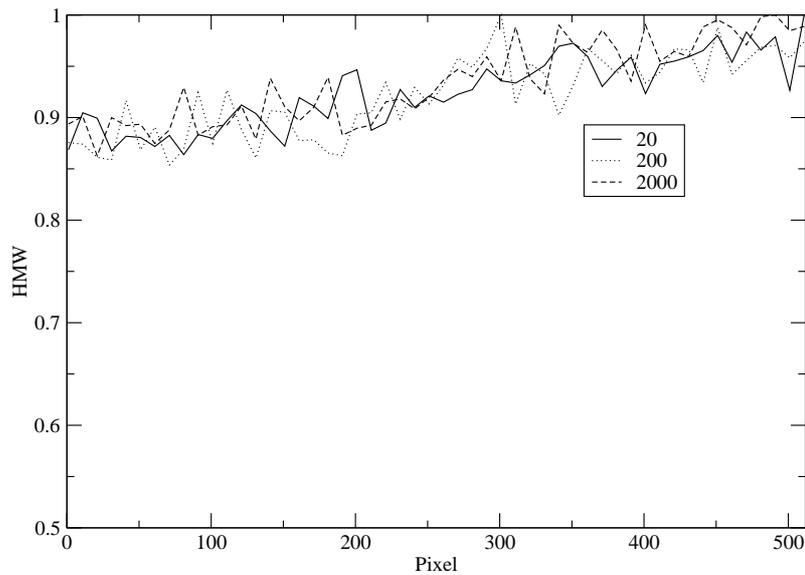


FIGURA 73 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ (à esquerda do centro do CCD) e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m (à direita do centro do CCD) durante 50.000 unidades de tempo. As fontes estão divididas em dois grupos homogêneos e posicionados em regiões distintas.

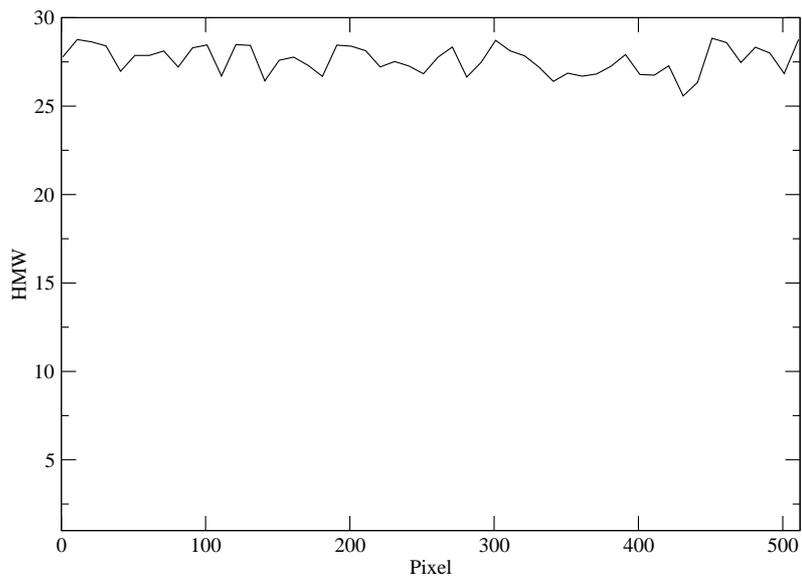


FIGURA 74 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 2000$ fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m durante 50.000 unidades de tempo, sendo os tamanhos de passos atribuídos aleatoriamente a cada fonte. As fontes são posicionadas aleatoriamente.

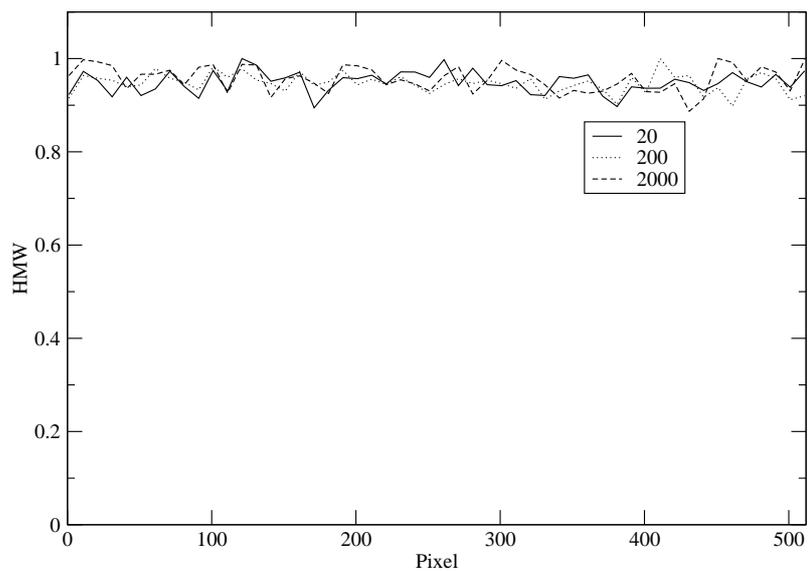


FIGURA 75 HMW em função da posição no CCD (Pixel), sendo os valores do HMW obtidos a partir da distribuição dos módulos das variações de intensidade gerados por $N = 20, 200$ e 2000 fontes, dando $P = 50$ passos de tamanho $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(2 \times 10^{-6})$ e $\bar{\lambda} = \sqrt{\frac{50}{12}}(3 \times 10^{-5})$ m durante 50.000 unidades de tempo, sendo os tamanhos dos passos atribuídos aleatoriamente a cada fonte. As fontes são posicionadas aleatoriamente.

6 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apresentamos nesta dissertação um modelo microscópico simples para simular a formação do padrão de speckle dinâmico por uma amostra de tecido biológico iluminada por luz coerente. O modelo é capaz de reproduzir algumas das características fundamentais do *biospeckle*.

O modelo utilizado tem apenas dois parâmetros livres: a densidade de espalhadores e a velocidade média com que esses espalhadores se movem (expressa nessa dissertação pelo tamanho do passo do passeio aleatório realizado por cada fonte). Esse tamanho do passo pode ser entendido como uma medida microscópica da atividade biológica da superfície.

Nossos resultados mostram que é possível correlacionar o grau de atividade do *biospeckle* com o grau de atividade da superfície numa região limitada de atividades. Notamos também que há uma transição de regime na série temporal do *biospeckle* conforme o grau de atividade da superfície é variado. O grau de atividade em nosso modelo é controlado por dois parâmetros, o tamanho do passo λ e o número de fontes N . Essa transição de regime prevê que o padrão de speckle é insensível a variações de atividade biológica do tecido fora de uma faixa bem definida de atividades.

Esta informação é importante para a preparação de um sistema de avaliação de atividade biológica através do *biospeckle*, já que determina a existência de uma faixa de atividades limitada em que o sistema pode ser utilizado.

É claro que essa conclusão precisa ser estudada mais profundamente, já que nosso modelo é bastante simplificado e este resultado pode ser uma consequência do modelo. De qualquer forma é uma informação relevante que precisa ser levada em conta na investigação das propriedades do *biospeckle*.

Um aspecto interessante do nosso modelo é que os dois parâmetros que o

caracterizam podem, pelo menos em princípio, ser medidos diretamente. Sendo assim, as previsões do nosso modelo podem ser testadas experimentalmente e podemos decidir sobre a necessidade de modificá-lo.

Esperamos que nossos resultados estimulem os grupos experimentais a realizar as medidas microscópicas relevantes.

Mostramos que, usando nosso modelo, também é possível avaliar o efeito de inhomogeneidades no tecido biológico, como, por exemplo, regiões separadas espacialmente que apresentem diferentes graus de atividade biológica. Também é possível avaliar o efeito sobre o *biospeckle* de espalhadores de luz com diferentes velocidades médias. Mostramos, entretanto, que é difícil usar o padrão de speckle para caracterizar essas inhomogeneidades, pelo menos da maneira como modelamos o experimento. É possível que com um outro tipo de montagem experimental, essa caracterização seja possível. Este é um assunto que pretendemos continuar investigando.

A medida tradicionalmente utilizada na quantificação da atividade do *speckle* dinâmico ou *biospeckle* é o momento de inércia. Nesta dissertação mostramos que o momento de inércia está direta e altamente correlacionado com uma medida mais fundamental realizada diretamente sobre a série temporal de cada pixel do *biospeckle* e, a largura da distribuição de saltos. Entretanto, as duas medidas podem diferir em situações em que o *biospeckle* não é espacialmente homogêneo, uma vez que a medida da largura envolve as variações de intensidade de um único pixel, enquanto o momento de inércia envolve as variações simultâneas de um grande número de pixels em diferentes posições do *biospeckle*.

Os valores do HMW variam (em média) de pixel para pixel, mesmo para amostras homogêneas. Esta variação, como já mencionamos, é uma consequência da variação espacial da intensidade média do padrão provocada pela difração da

frente de onda espalhada pela amostra. Assim, mesmo para amostras homogêneas, a atividade medida através do *biospeckle* não é a mesma em todos os pontos do padrão. O HMW em cada ponto do padrão não depende apenas da velocidade média das fontes da amostra, mas também da intensidade média em cada ponto. Portanto, é necessário ter cautela para associar um único valor de atividade baseado em propriedades do padrão inteiro, como é o caso do MI. Também é preciso cuidado ao comparar atividades medidas através do *biospeckle* para amostras diferentes, já que a intensidade média de cada amostra pode ser diferente, dificultando a comparação.

Através do nosso modelo, conseguimos mostrar a correlação entre as propriedades dinâmicas dos objetos dispersores e as propriedades dinâmicas do padrão de interferência. Com apenas dois parâmetros, conseguimos fazer com que o modelo gerasse dados comprovando a correlação. O modelo consegue representar diferentes configurações de tecidos e em todos eles foi possível identificar a correlação. Como primeira tentativa para modelar o *biospeckle*, fenômeno muito complicado, os nossos resultados foram satisfatórios.

Como perspectiva para desenvolvimento de trabalhos futuros, esperamos aprimorar o modelo com base em informações obtidas a partir de resultados experimentais, macroscópicos e microscópicos. Apesar de ter sido pouco investigado por nós, um fator importante observado foi a dependência entre a atividade do padrão num dado ponto e a intensidade média naquele ponto. Pretendemos investigar mais a fundo essa propriedade, através da utilização de nosso modelo, quanto de medidas experimentais.

Esperamos utilizar novas formas de avaliação do grau de atividade da superfície, relatadas na literatura e compará-las com o HMW.

As ferramentas utilizadas para o desenvolvimento deste trabalho foram a

linguagem de programação Fortran com o compilador da Intel; o software para análise dos dados Xmgrace, linguagem Shell Script para automatizar tarefas, o editor gráfico Gimp e o sistema operacional Linux. Todas as ferramentas utilizadas durante o desenvolvimento deste trabalho são softwares livres.

Esperamos também que este trabalho tenha contribuído para o avanço do conhecimento sobre as propriedades do *biospeckle* e suas possíveis aplicações e, desta forma, estimulando novas investigações, teóricas e experimentais sobre o tema.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMALVY, J. I.; LASQUIBAR, C. A.; ARIZAGA, R.; RABAL, H.; TRIVI, M. Application of dynamic speckle interferometry to the drying of coatings. **Progress in Organic Coating**, London, v. 42, n. 1/2, p. 89–99, June 2001.
- ARIZAGA, R.; TRIVI, M. R.; RABAL, H. J. Speckle time evolution characterization by the co-occurrence matrix analysis. **Optics & Laser Technology**, London, v. 31, n. 2, p. 163-169, Mar. 1999.
- BRAGA JR., R. A.; FABBRO, I. M. D.; BOREM, F. M.; RABELO, G. F.; ARIZAGA, R.; RABAL, H. J.; TRIVI, M. Assessment of seed viability by laser speckle techniques. **Biosystems Engineering**, London, v. 86, n. 3, p. 287-294, Nov. 2003.
- BRAGA JR., R. A.; RABELO, G. F.; GRANATO, L. R.; SANTOS, E. F.; MACHADO, J. C.; ARIZAGA, R.; RABAL, H. J.; TRIVI, M. Detection of fungi in beans by the laser biospeckle technique. **Biosystems Engineering**, London, v. 91, n. 4, p. 465-469, Aug. 2005.
- ENES, A. M. **Análise de resposta em frequência do biospeckle laser**. 2006. 48 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Agrícola) — Universidade Federal de Lavras, Lavras, MG.
- ENES, A. M.; BRAGA JR., R. A.; RABELO, G. F.; BOREM, F. M.; CARVALHO, M. L. M.; TRIVI, M.; RABAL, H.; ARIZAGA, R.; FABBRO, I. M. D. *Biospeckle laser* em tecidos vivos e tecidos mortos de sementes de feijão (*Phaseolus Vulgares L.*) durante a perda de água. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA AGRÍCOLA, 34., 2005, Canoas. **Anais...** Canoas: SBEA, 2005. 1 CD-ROM.
- HECHT, E. **Optics**. 4.ed. Massachusetts: A. Wesley, 2001. 698 p.
- MAGALHÃES, M. N. **Probabilidade e variáveis aleatórias**. 2.ed. São Paulo: Edusp, 2006. 410 p.
- NASCIMENTO, A. L.; CARVALHO, P. H. A.; RABELO, G. F.; BARRETO FILHO, J. B.; BRAGA JR., R. A.; ALBUQUERQUE, F. T.; RIBEIRO, L. C.

Utilização do *laser biospeckle* para a avaliação de ejaculados IN NATURA de reprodutores ovinos. In: CONGRESSO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE LAVRAS, 13., 2004, Lavras. **Anais...** Lavras: UFLA/APG, 2004. p. 7-12.

NOBRE, C. M. B. **Análise espectral do *biospeckle laser* através do Momento de Inércia, Entropia e *Cross-Spectrum***. 2008. 197 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas) — Universidade Federal de Lavras, Lavras, MG.

NUSSENZVEIG, H. M. **Curso de física básica**. 4.ed. São Paulo: E. Blücher, 2004. 314 p.

OULAMARA, A.; TRIBILLON, G.; DUVERNOY, J. Biological activity measurement on botanical specimen surfaces using a temporal decorrelation effect of laser speckle. **Journal of Modern Optics**, London, v. 36, n. 2, p. 165-179, Feb. 1989.

PIRES, G. P.; TAGIAFERRI, A. A.; THAUMATURGO, C. Interferometria óptica para ensaios não destrutivos. **Revista Matéria**, Rio de Janeiro, v. 7, n. 1, Abr. 2002. Disponível em: <<http://www.materia.coppe.ufrj.br>>. Acesso em: 07 nov. 2008.

RABAL, H. J.; BRAGA JR., R. A. **Dynamic laser speckle and applications**. Boca Raton: CRC, 2008. 304 p.

RABELO, G. F. **Avaliação da aplicação do *speckle* dinâmico no monitoramento da qualidade da laranja**. 2000. 153p. Tese (Doutorado em Engenharia Agrícola) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP.

REIF, F. **Fundamentals of statistical and thermal physics**. Tokyo: McGraw-Hill Kogakuska, 1965. 651 p.

RIBEIRO, K. M.; NASCIMENTO, A. L.; BRAGA JR., R. A.; RABELO, G. F.; FERRUA, F. Q.; FERREIRA, L. O.; GOMES, T. S. Avaliação da mobilidade molecular no biscoito de polvilho azedo utilizando o fenômeno de *biospeckle*. In: CONGRESSO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE LAVRAS, 13., 2004, Lavras. **Anais...** Lavras: UFLA/APG, 2004. p. 71-77.

SALINAS, S. R. A. Einstein e a teoria do movimento browniano. **Revista**

Brasileira de Física, São Paulo, v. 27, n. 2, p. 263–269, Maio 2005.

SERWAY, R. **Física para cientistas e engenheiros com física moderna**. 3.ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1996. 287 p.

SILVA, E. R. da; MURAMATSU, M. O fenômeno do *speckle* como introdução à metrologia óptica no laboratório didático. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, São Paulo, v. 29, n. 2, p. 283–286, Fev. 2007.

SILVA, J. M.; LIME, J. A. S. Quatro abordagens para o movimento browniano. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, São Paulo, v. 29, n. 1, p. 25–35, Set. 2006.

TIPLER, P.; MOSCA, G. **Física para cientistas e engenheiros**. 5.ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2006. 550 p.

ZHAO, Y.; WANG, J.; WU, X.; WILLIAMS, F. W.; SCHMIDT, R. J. Point-wise and whole-field laser speckle intensity fluctuation measurements applied to botanical specimens. **Optics and lasers in engineering**, London, v. 28, n. 6, p. 443–456, July 1997.