

# Medição do Volume de Feridas por Visão Computacional

Joel Eduardo Matschinske Köster e Hugo Vieira Neto  
Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
joelkoster@gmail.com, hvieir@utfpr.edu.br

## Abstract

*Treatment and follow-up of Diabetic Foot ulcers is a major public health issue. Current techniques used for following up the healing process of open ulcers are mostly based on approximate area measurements of the wound and involve direct contact, which poses risks of contamination for the patient. In this work we propose the use of computer vision techniques to measure not just the area, but the volume of open ulcers, providing additional objective information about the healing process to physicians while avoiding direct contact with the wound during the measurement procedure. The proposed technique involves acquiring a sequence of images of the wound with structured illumination using a low-power laser beam line, followed by depth reconstruction from the geometry of the acquisition device. The obtained depth reconstruction of the ulcer is then used for the estimation of its volume. Preliminary controlled ex-vivo experiments using a rubber model of a Diabetic Foot show promising results.*

## 1. Introdução

A alta prevalência e a elevada morbidade e mortalidade do Diabetes Mellitus o tornam um dos problemas de saúde mais relevantes da atualidade. Uma das complicações mais frequentes desta enfermidade é o chamado Pé Diabético, que é um tipo de lesão ulcerada devido a alterações neurológicas ou vasculares acompanhadas de infecção. Se não tratadas adequadamente, estas feridas podem evoluir para gangrena e eventual amputação do membro afetado [3].

A medição de feridas é de suma importância neste contexto, pois permite não somente avaliar o estado inicial do ferimento, mas também a própria eficácia do tratamento em seu decurso. Desta forma, necessita-se estabelecer métodos de medição confiáveis e seguros, que permitam a avaliação e continuidade do tratamento baseadas em dados fidedignos [2].

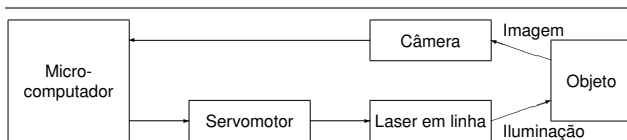
Atualmente ainda não existe uma forma bem estabelecida de avaliação quantitativa da eficiência das diversas formas de tratamento, devido à falta de métodos objetivos de medição de feridas que apresentem exatidão e precisão adequadas, especialmente no que se refere a medidas de volume. Os métodos de acompanhamento e avaliação da cicatrização de feridas existentes são bastante subjetivos, possuindo algumas deficiências conhecidas: a avaliação da extensão da ferida é realizada apenas de forma aproximada em duas dimensões – geralmente a avaliação não envolve a profundidade da ferida ou então envolve somente a profundidade aproximada de uma região da mesma. Além disto, métodos de medição de profundidade, quando utilizados, envolvem o contato direto de um instrumento com o fundo da ferida, oferecendo riscos de contaminação ao paciente.

Muitos profissionais da área da saúde utilizam-se de fotografias para realizar o acompanhamento do tratamento de feridas, colocando uma régua próxima ao ferimento para fornecer uma noção de escala. Entretanto, são vários os fatores que podem facilmente interferir em tal avaliação subjetiva, tais como a luminosidade do ambiente, distância e inclinação da câmera em relação à ferida objeto de estudo, entre outros. Outra técnica que vem sendo utilizada envolve o desenho do contorno da ferida em uma folha graduada de acetato, posicionada sobre o membro em questão. Embora esta técnica forneça resultados mais objetivos, ainda persiste o problema da falta de avaliação de profundidade da ferida, além do risco de contaminação do paciente pelo contato direto com a folha de acetato, caso esta não esteja adequadamente esterilizada [2].

Com base no exposto, este trabalho vem sugerir o uso de técnicas de visão computacional para medição volumétrica de feridas, com o objetivo de prover os profissionais da área da saúde de um método capaz de fornecer resultados mais exatos e precisos para a avaliação quantitativa do tratamento empregado e comparações entre as terapêuticas utilizadas. Entre as técnicas de visão computacional mais adequadas para a medição de profundidade, destaca-se o uso de algoritmos envolvendo imagens estereoscópicas ou de algoritmos para estimativa de forma a partir de sombreado e tex-

tura (*shape-from-shading* e *shape-from-texture*) [7]. Além destas alternativas, também existe a possibilidade de explorar o uso de iluminação estruturada para a reconstrução tridimensional de objetos [6].

Dentre as técnicas disponíveis, optou-se por trabalhar com a técnica de iluminação estruturada devido à sua relativa simplicidade e baixo custo. O método descrito neste trabalho envolve hardware específico que faz uso de um feixe de laser em linha para iluminar o membro sob avaliação, enquanto imagens em cores são adquiridas sequencialmente por uma câmera digital. O feixe de laser é movimentado angularmente a cada quadro adquirido por um pequeno servomotor utilizado em modelismo, que realiza a varredura luminosa do objeto de interesse cuja forma tridimensional deseja-se reconstruir. O diagrama em blocos do hardware desenvolvido é mostrado na figura 1.



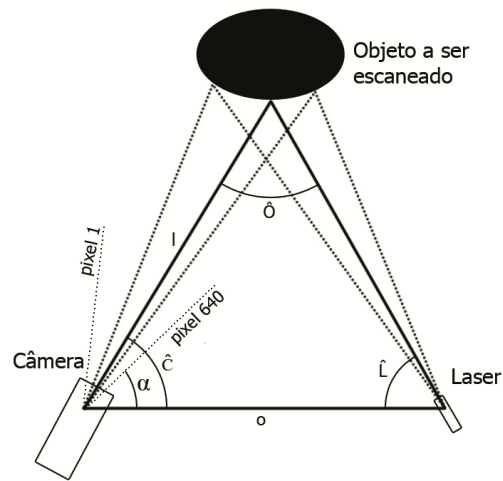
**Figura 1. Diagrama em blocos do hardware do escâner tridimensional desenvolvido: um computador pessoal controla o posicionamento sequencial de um feixe de laser em linha sobre o objeto de interesse através de um servomotor e simultaneamente adquire imagens em cores da cena através de uma câmera digital.**

A reconstrução tridimensional do membro sob análise é então realizada por software, para posterior cálculo semi-automatizado do volume da ferida que está sendo avaliada. A seguir são descritos os métodos computacionais utilizados, bem como apresentados e discutidos resultados preliminares de experimentos *ex-vivo* realizados com um modelo de Pé Diabético feito de borracha.

## 2. Materiais e Métodos

O método de reconstrução tridimensional baseia-se na relação geométrica (lei dos senos) entre ângulos e lados de um triângulo cujos vértices são compostos pela câmera, pelo laser e pelo objeto a ser reconstruído, conforme mostra a figura 2. O ângulo de incidência do feixe de laser em linha é controlado pelo servomotor do sistema de aquisição, projetando uma linha vertical sobre o objeto. A câmera captura a imagem do objeto iluminado pela linha vertical do laser, sendo que pixels projetados mais à esquerda na imagem correspondem a profundidades maiores em relação à

câmera. De forma análoga, pixels projetados mais à direita na imagem capturada correspondem a profundidades menores. A cada nova aquisição da câmera, o servomotor reposiciona o laser, gerando uma varredura horizontal. De posse da configuração dos ângulos internos do triângulo formado e da distância entre a câmera e o laser, é possível calcular a distância da câmera até o objeto de interesse nas diferentes regiões em que o laser em linha o ilumina.



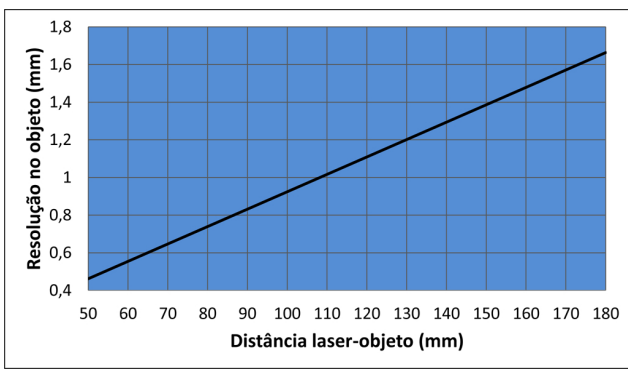
**Figura 2. Configuração geométrica do sistema de reconstrução tridimensional: a câmera, o laser e o objeto de interesse formam um triângulo com parâmetros conhecidos que permitem estimar a distância às partes do objeto iluminadas pelo laser.**

A câmera utilizada no sistema de reconstrução 3D desenvolvido possui  $43,44^\circ$  de abertura horizontal, sendo a resolução utilizada para a aquisição das imagens de  $640 \times 480$  pixels. Dessa forma, a resolução angular resultante para a câmera é  $r_c = 0,067875^\circ/\text{pixel}$ .

Para o controle do servomotor foi utilizado um sistema embarcado específico capaz de gerar 256 posições angulares distintas para um ângulo máximo de rotação do servomotor de  $135^\circ$ , a partir de comandos recebidos através de comunicação serial padrão RS-232. Sendo assim, a resolução angular resultante para o servomotor é  $r_s = 0,52941^\circ/\text{posição}$ .

A resolução espacial obtida na varredura do objeto é determinada principalmente pela resolução angular do servomotor, uma vez que  $r_s \gg r_c$ . O gráfico da figura 3 apresenta a distância entre duas posições angulares adjacentes do feixe de laser no objeto, em função da distância do ponto de rotação do laser à superfície do objeto. Pode-se observar que obtém-se uma distância entre posicionamentos an-

gulares adjacentes do laser de 0,75mm se o objeto de interesse estiver a 8cm do seu ponto de rotação e 1,4mm se estiver a 15cm, por exemplo. Quanto mais afastado estiver o objeto do centro de rotação do laser, menor será a resolução espacial obtida na varredura do objeto.



**Figura 3. Distância entre duas posições angulares adjacentes do feixe de laser no objeto em função da distância do ponto de rotação do laser à superfície do objeto. A distância entre posições adjacentes do laser está relacionada à resolução espacial de varredura obtida sobre o objeto.**

A distância entre o centro de rotação do laser e o vértice da câmera na figura 2 (o) foi estabelecida em 50mm, pois para distâncias maiores há maior chance de haver oclusão da linha projetada pelo laser no objeto do ponto de vista da câmera. O ângulo interno no vértice correspondente ao laser na figura 2 ( $\hat{L}$ ) é calculado multiplicando-se um parâmetro de posicionamento pelo valor da resolução angular do servomotor ( $r_s$ ), conforme a equação 1:

$$\hat{L} = n_s \times r_s, \quad (1)$$

onde  $n_s$  é o parâmetro de posicionamento do servomotor, que pode assumir valores entre 0 e 255. Considera-se que a posição do servomotor para  $n_s = 0$  aponta o laser para o vértice da câmera na figura 2.

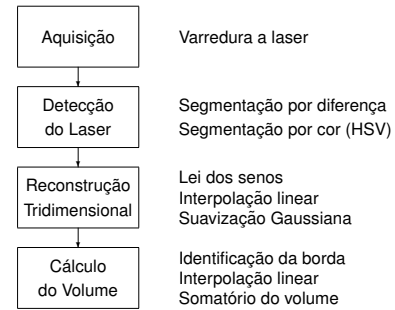
O ângulo interno no vértice correspondente à câmera na figura 2 ( $\hat{C}$ ) é função da profundidade da superfície do objeto iluminado pelo laser e depende de processamento de imagens para ser calculado. É necessário identificar em quais colunas da imagem o feixe de laser é projetado para então calcular os ângulos  $\hat{C}$  correspondentes às coordenadas horizontais de cada pixel do feixe em função da resolução angular da câmera ( $r_c$ ). Para que isso seja possível, é também necessário estabelecer um referencial angular  $\alpha$  (ver figura 2) para a coluna mais à direita da ima-

gem. Tal referencial angular, que representa a porção do espaço à direita fora do campo visual da câmera até o centro de rotação do laser, recebe a denominação de ângulo cego. O ângulo correspondente a cada pixel da projeção do feixe de laser pode então ser calculado da seguinte forma:

$$\hat{C} = (N - n_c) \times r_c + \alpha, \quad (2)$$

onde  $N = 640$  é o número total de colunas na imagem e  $n_c$  é o número da coluna onde foi identificada a projeção do feixe de laser.

O processo de reconstrução 3D requer a aquisição de uma imagem para cada posição angular da varredura com o feixe de laser. Uma vez terminado o processo de varredura, efetua-se o processamento das imagens adquiridas para a reconstrução 3D e o cálculo do volume de concavidades, conforme ilustra o diagrama em blocos da figura 4.

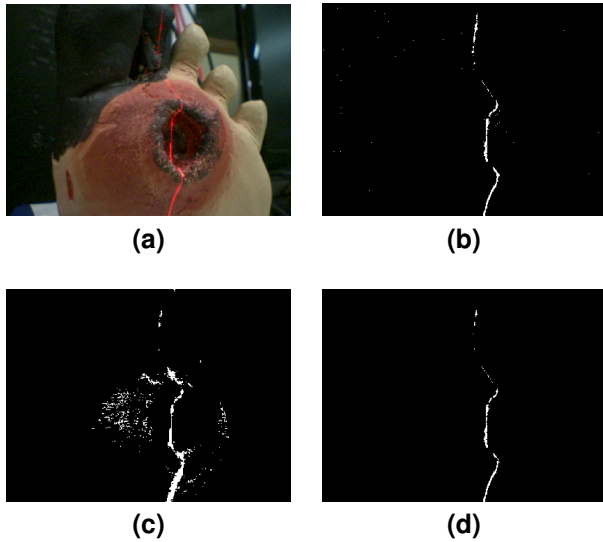


**Figura 4. Diagrama em blocos das principais etapas do processamento: as projeções do feixe de laser são segmentadas das imagens, a reconstrução tridimensional da superfície do objeto é realizada e o volume de concavidades é calculado de forma semi-automática.**

## 2.1. Detecção da linha do laser na imagem

Para segmentar a linha do laser na imagem foram combinadas duas técnicas de processamento de imagens, conforme mostra a figura 5, onde o objeto de estudo é um modelo de Pé Diabético de borracha.

A primeira técnica consiste em avaliar as diferenças existentes entre a imagem em análise, onde o feixe de laser está presente (figura 5a), e uma imagem do objeto onde o laser está ausente. Isto é realizado através de uma subtração de imagens em escala de cinza e o resultado é uma imagem onde a linha do laser aparece destacada do fundo, juntamente com algum ruído e possivelmente algum movimento. Para minimização do ruído, é realizada uma limiarização da imagem resultante utilizando o método de Otsu [4]. A figura 5b ilustra o resultado da segmentação por diferença.



**Figura 5. Segmentação da linha do laser:** (a) imagem original de um modelo de Pé Diabético de borracha; (b) segmentação por subtração e limiarização; (c) segmentação por cor vermelha; (d) combinação de (b) e (c) através da operação lógica “E”.

A segunda técnica consiste na segmentação por cor, uma vez que esta é bem definida para a linha do laser. Inicialmente, a imagem em análise é convertida para o modelo de cores HSV e depois é realizada uma segmentação com base nos parâmetros da cor específica do laser utilizado (vermelho saturado e intenso). A figura 5c ilustra o resultado da segmentação por cor, onde observa-se além da segmentação da linha do laser, alguns resquícios da pele da ferida por esta também ser de cor avermelhada, mas que são eliminados ao combinar-se os resultados das duas técnicas através da operação lógica “E” (figura 5d).

## 2.2. Reconstrução tridimensional

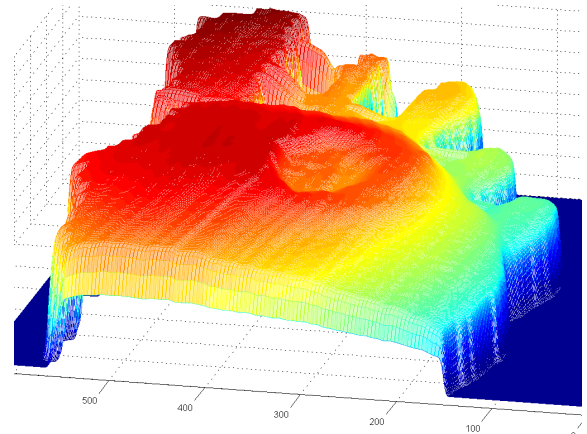
A reconstrução tridimensional é realizada calculando-se a distância da câmera até a superfície do objeto iluminada pelo laser ( $l$  na figura 2). Para o cálculo das distâncias correspondentes a cada pixel da projeção do feixe de laser utiliza-se como base a lei dos senos [1]:

$$l = \frac{o}{\sin \hat{O}} \times \sin \hat{L}, \quad (3)$$

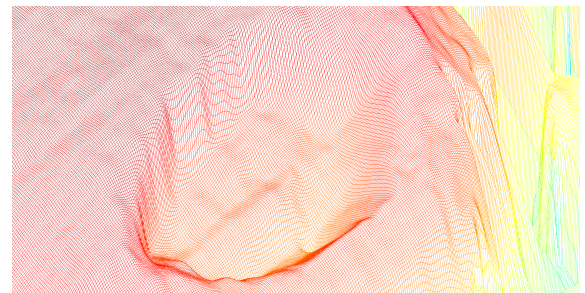
onde  $o = 50\text{mm}$  é a distância entre o centro de rotação do laser e o vértice da câmera, e  $\hat{O} = 180^\circ - \hat{C} - \hat{L}$ .

A cada vez que o servomotor é reposicionado, uma nova aquisição de imagem é realizada e referenciada ao respectivo ângulo do laser ( $\hat{L}$ ) para cálculos posteriores. Após ad-

quiridas 105 imagens de diferentes posições angulares do laser, são calculadas as distâncias (equação 3) de todos os pixels segmentados correspondentes à linha do laser em cada imagem, sendo montado um único mapa de profundidade. Neste mapa de profundidade é aplicado um algoritmo de interpolação linear horizontal para preenchimento de eventuais posições faltantes entre uma linha e outra. Finalmente, é passado um filtro Gaussiano 2D com o objetivo de suavizar a reconstrução tridimensional. Um exemplo de resultado obtido na reconstrução do modelo de Pé Diabético de borracha utilizado nos experimentos é mostrado na figura 6.



(a)



(b)

**Figura 6. Resultado da reconstrução tridimensional:** (a) modelo de Pé Diabético de borracha (figura 5a); (c) detalhe da ferida do modelo.

## 2.3. Cálculo do volume da ferida

Como a reconstrução tridimensional constitui uma pseudomagem de profundidade a partir da câmera, cada pixel deste mapa de profundidade representa uma região do

espaço correspondente a uma pirâmide de base quadrada. A região de interesse destas pirâmides é somente o correspondente à porção de tecido faltante na ferida, portanto esta região possui a forma geométrica de um tronco de pirâmide, onde a base maior representa o fundo da ferida e a base menor uma superfície virtual correspondente à pele da ferida já cicatrizada. A ideia é calcular o volume total da ferida realizando uma somatória dos volumes correspondentes aos pixels do mapa de profundidade que pertencem à região da ferida.

Inicialmente, é necessária a identificação da borda da ferida, que é realizada de forma semiautomática – uma imagem do objeto sob análise é apresentada ao usuário do dispositivo para que a borda da ferida seja contornada e identificada com o cursor do mouse. Com as coordenadas do contorno da ferida, é realizado um levantamento topográfico de identificação dos picos que circundam o vale da ferida, de forma que estes sejam fidedignos independentemente da exatidão do operador, mas considerando que toda a borda da ferida foi contornada. Os picos identificados passam então a ser considerados como a borda da ferida.

De posse das coordenadas da borda da ferida e utilizando as suas respectivas distâncias obtidas do mapa de profundidade, é realizada uma interpolação linear, simulando um plano virtual como aproximação da superfície da ferida cicatrizada. A diferença entre este plano virtual e as profundidades mensuradas correspondem à altura de tecido faltante na ferida em cada pixel do mapa de profundidade, ou seja, representam a altura do tronco de pirâmide em cada posição.

As dimensões das arestas das bases quadradas maior e menor do tronco de pirâmide são calculadas como segue:

$$B = \frac{2 \times l}{\tan\left(\frac{180^\circ - r_c}{2}\right)}, \quad (4)$$

onde  $l$  é a distância da câmera ao fundo da ferida (para o cálculo da aresta da base maior) ou ao plano virtual da superfície da ferida cicatrizada (para o cálculo da aresta da base menor).

De posse das dimensões das arestas, torna-se possível calcular o volume de cada tronco de pirâmide:

$$V_T = \frac{h_T}{3} \times \left( A_B + \sqrt{A_b \times A_B} + A_b \right), \quad (5)$$

onde  $V_t$  é o volume do tronco de pirâmide,  $h_t$  é a sua altura (diferença entre as distâncias da câmera ao fundo e ao plano virtual da superfície da ferida),  $A_B$  é a área da sua base maior e  $A_b$  é a área da sua base menor. As áreas das bases quadradas  $A_B$  e  $A_b$  são calculadas a partir dos valores obtidos para suas arestas através da equação 4.

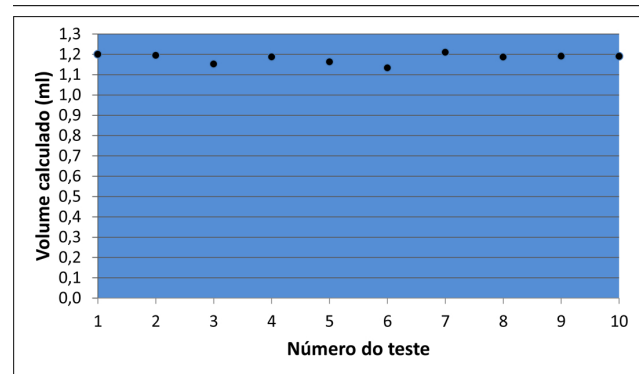
Após realizar a somatória de todos os volumes dos troncos de pirâmide calculados para cada pixel pertencente à ferida, obtém-se uma estimativa do volume total de tecido

faltante, sendo o resultado dado em  $\text{mm}^3$  e posteriormente convertido para ml.

### 3. Resultados e Discussões

O Pé Diabético de borracha da figura 5a, cuja ferida possui um volume real de 1,30ml, foi o objeto utilizado nos experimentos realizados. A medição do volume real da ferida do modelo foi realizada utilizando-se uma seringa de insulina, cuja resolução volumétrica é de 0,01 ml.

O primeiro experimento realizado teve o objetivo de avaliar a exatidão e precisão das medidas de volume obtidas através do método previamente descrito. Foram realizadas dez reconstruções do modelo de Pé Diabético de borracha na mesma posição, a 11cm de distância do dispositivo de aquisição, e as respectivas estimativas do volume da ferida. Os resultados obtidos são apresentados na figura 7.

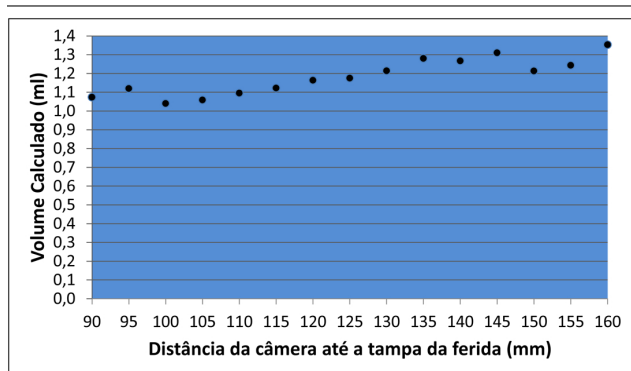


**Figura 7. Repetibilidade das medições de volume: foram realizadas dez reconstruções a 11cm de distância do dispositivo de aquisição. A média do volume estimado da ferida é de  $1,181 \pm 0,0238\text{ml}$ .**

A média das estimativas de volume da ferida foi de 1,181ml com desvio padrão de 0,0238ml, sendo o erro médio em relação ao volume real de -0,119ml (-9,15%). A repetibilidade das medidas foi considerada muito boa. Tendo em vista que a informação mais relevante no acompanhamento do tratamento de uma ferida seria a variação do volume entre duas avaliações consecutivas, o erro sistemático das medidas tem pouca relevância clínica, sendo a repetibilidade do sistema mais importante neste processo de monitoração de variação volumétrica.

O segundo experimento realizado teve o objetivo de avaliar a sensibilidade das medidas em relação à resolução espacial da varredura do laser. Foram feitas 15 medições de volume da ferida com distâncias variando de 9 a 16cm do

vértice da câmera, cujos resultados são mostrados na figura 8. Houve o cuidado de posicionar o modelo de Pé Diabético de borracha sempre na mesma orientação espacial em relação ao dispositivo de captura, mantendo os mesmos padrões de iluminação do local e regiões dentro do campo visual da câmera.



**Figura 8. Sensibilidade das medições de volume: foram realizadas 15 reconstruções variando a distância da ferida ao dispositivo de aquisição de 9 a 16 cm.**

As medições de volume mostraram-se linearmente crescentes em função do aumento da distância da ferida ao dispositivo de aquisição, especialmente na faixa de 10 a 14,5cm, efeito que ocorre devido ao fato da resolução espacial ser menor em distâncias maiores. Observou-se também que pequenas rotações da ferida em relação ao dispositivo de aquisição geraram diferentes oclusões da projeção do feixe de laser na câmera.

Todos os experimentos aqui relatados foram realizados sob luz fluorescente, mas outros tipos de iluminação tendem a causar pouca interferência no resultado final devido ao alto brilho do feixe de laser. Em experimentos futuros *in-vivo*, o membro a ser avaliado deverá ser fixado, limitando-o em relação a movimentos que possam interferir no processo de varredura volumétrica.

#### 4. Conclusão

O sistema desenvolvido mostra-se promissor para a avaliação do tratamento de feridas, uma vez que atualmente não existe um método capaz de realizar medições de volume de forma precisa e não-invasiva. A alta repetibilidade das medições obtida nos experimentos realizados tem o potencial de permitir uma boa avaliação da variação do volume de feridas, uma vez que erros sistemáticos são praticamente anulados neste caso.

Um dos métodos atuais mais comuns utilizados para calcular a área de uma ferida consiste em multiplicar a maior extensão vertical da ferida pela sua maior extensão horizontal [5]. Se este conceito for extrapolado para a noção de volume, multiplicando-se a área da ferida pela sua maior profundidade, tem-se para o caso da ferida existente no modelo de Pé Diabético de borracha utilizado nos experimentos um volume aproximado de  $1,8\text{cm} \times 1,5\text{cm} \times 0,8\text{cm} = 2,16\text{ml}$ . O erro em relação ao volume real da ferida neste caso é de 66,2%, sendo que o erro médio do volume medido usando o sistema desenvolvido foi de -9,15%.

Espera-se que o sistema desenvolvido possibilite avanços no tratamento de feridas e úlceras, contribuindo com dados importantes para os profissionais da saúde sobre a eficácia e a eficiência de diferentes tratamentos, possivelmente trazendo melhores resultados para os pacientes.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq pelo auxílio financeiro (bolsa de mestrado) e ao Dr. Adriano Mehl pelo fornecimento do modelo de Pé Diabético de borracha e pelas importantes contribuições para o presente trabalho.

#### Referências

- [1] O. Dolce and J. N. Pompeo. *Fundamentos da Matemática Elementar: Geometria Plana*, volume 9. Editora Atual, 8 edition, 2005.
- [2] J. C. F. Gouveia. Medição de feridas: Porque é importante medir? Grupo Associativo de Investigação em Feridas, Janeiro 2009.
- [3] M. H. S. A. Milman, C. B. M. Leme, D. T. Borelli, F. R. Kater, E. C. D. C. Baccili, R. C. M. Rocha, and M. H. Senger. Pé Diabético: Avaliação da evolução e custo hospitalar de pacientes internados no conjunto hospitalar de Sorocaba. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia*, 45(5):447–451, Outubro 2001.
- [4] N. Otsu. A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 9(1):62–66, January 1979.
- [5] A. F. Pereira, A. P. A. C. Lorenzato, E. Rosa, K. V. da Silva, S. M. Campolina, and S. A. de Carvalho. *Protocolo de Assistência aos Portadores de Ferida*. Coordenação de Atenção à Saúde do Adulto e do Idoso, Secretaria Municipal de Saúde, Prefeitura Municipal de Belo Horizonte, 2 edition, 2006.
- [6] Ø. Skotheim and F. Couweleers. Structured light projection for accurate 3D shape determination. In *Proceedings of the 12th International Conference on Experimental Mechanics*, Bari, August 2004.
- [7] E. Trucco and A. Verri. *Introductory Techniques for 3-D Computer Vision*. Prentice Hall, Upper Saddle River, 1998.