

Proposição de um diagnóstico auxiliado por computador de imagem renal ultrassonográfica: é possível comparar tons de cinza das imagens ultrassonográficas renais?

Proposal for computer-aided diagnosis based on ultrasound images of the kidney: is it possible to compare shades of gray among such images?

Gustavo Lopes Gomes de Siqueira^{1,a}, Robson Pequeno de Sousa^{2,b}, Ricardo Alves de Olinda^{2,c}, Carlos Alberto Engelhorn^{3,d}, André Luiz Siqueira da Silva^{4,e}, Juliana Gonçalves Almeida^{1,f}

1. Faculdade de Ciências Médicas de Campina Grande (Unifacisa), Campina Grande, PB, Brasil. 2. Universidade Estadual da Paraíba (UEPB), Campina Grande, PB, Brasil. 3. Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR, Brasil.

Correspondência: Dr. Gustavo Lopes Gomes de Siqueira. Rua Desembargador Trindade, 327, ap. 2501, Centro. Campina Grande, PB, Brasil, 58400-260. E-mail: gustavomed@yahoo.com.

a. <https://orcid.org/0000-0002-3832-0187>; b. <https://orcid.org/0000-0001-8447-0699>; c. <https://orcid.org/0000-0002-0509-8428>; d. <https://orcid.org/0000-0002-8760-2279>; e. <https://orcid.org/0000-0002-3166-9554>; f. <https://orcid.org/0000-0001-9735-6115>.

Recebido para publicação em 14/12/2019. Aceito, após revisão, em 17/1/2020.

Como citar este artigo:

Siqueira GLG, Sousa RP, Olinda RA, Engelhorn CA, Silva ALS, Almeida JG. Proposição de um diagnóstico auxiliado por computador de imagem renal ultrassonográfica: é possível comparar tons de cinza das imagens ultrassonográficas renais? *Radiol Bras.* 2021 Jan/Fev;54(1):27–32.

Resumo Objetivo: Comparar imagens renais ultrassonográficas obtidas de maneira aleatória e controlada (padronizando fatores físicos do aparelho de ultrassom) por diferentes profissionais e aparelhos.

Materiais e Métodos: Foram obtidos quatro tipos de imagens, de acordo com sua aquisição e processamento por cinco profissionais e dois tipos de aparelhos de ultrassonografia, em 24 pacientes, totalizando 919 imagens. Comparamos a mediana de escala de cinza e diferentes intervalos de tons de cinza representantes de tecidos histológicos virtuais.

Resultados: As medianas de escala de cinza de imagens renais obtidas por dois tipos de aparelhos foram estatisticamente diferentes ($p < 2.2e-16$). Analisando os quatro tipos de imagens, partindo de uma totalmente aleatória (sem qualquer padronização), uma padronizada (fixado o ganho, *time gain control* e *dynamic range*), e essas duas passando por um processo de normalização, obteve-se que a imagem aleatória é totalmente diversa entre os profissionais ($p = 0,006098$), mesmo passando pelo processo de normalização. A imagem padronizada, após passar pelo processo de normalização, apresentou resultados equivalentes, não possuindo diferença estatística ($p = 0,7319$).

Conclusão: Constatou-se que na análise de tons de cinza deve-se usar um mesmo tipo de máquina e uma imagem em que sejam padronizados aspectos físicos, passando por um processo de normalização/padronização.

Unitermos: Diagnóstico por computador; Rim/diagnóstico por imagem; Ultrassonografia/métodos; Ultrassonografia de intervenção/métodos; Processamento de imagem assistida por computador/métodos.

Abstract Objective: To compare ultrasound images of the kidney obtained, randomly or in a controlled manner (standardizing the physical aspects of the ultrasound system), by various professionals and with different devices.

Materials and Methods: We evaluated a total of 919 images of kidneys, obtained by five professionals using two types of ultrasound systems, in 24 patients. The images were categorized into four types, by how they were acquired and processed. We compared the gray-scale median and different gray-scale ranges representative of virtual histological tissues.

Results: There were statistically significant differences among the five professionals, regardless of the type of ultrasound system employed, in terms of the gray-scale medians for the images obtained ($p < 2.2e-16$). Analyzing the four categories of images—a totally random image (without any standardization); a standardized image (with fixed values for gain, time gain control, and dynamic range); a normalized version of the random image; and a normalized version of the standardized image—we determined that the random image, even after normalization, differed quite significantly among the professionals ($p = 0.006098$). The analysis of the normalized version of the standardized image did not differ significantly among the professionals ($p = 0.7319$).

Conclusion: Our findings indicate that a gray-scale analysis of ultrasound images of the kidney performs better when the image acquisition process is standardized and the images undergo a process of normalization.

Keywords: Diagnosis, computer-assisted; Kidney/diagnostic imaging; Ultrasonography/methods; Ultrasonography, interventional/methods; Image processing, computer-assisted/methods.

INTRODUÇÃO

A avaliação do parênquima renal continua sendo subjetiva à comparação da sua ecotextura em relação ao fígado, sem parâmetros específicos com relação à, por exemplo, porcentagem de *pixels*⁽¹⁾.

A acuidade visual humana só consegue perceber de 16 a 32 tons de cinza. O número de tons de cinza comum numa ultrassonografia (US) é de 256, portanto, 16 vezes maior⁽²⁾. A análise computadorizada de tons de cinza pode vir a ajudar em sutis mudanças que determinada estrutura

apresenta ao longo do tempo, visíveis ao processamento de tons de cinza, mas imperceptíveis precocemente pelo sistema visual humano⁽³⁾, transformando a imagem em um arquivo tridimensional, sendo o brilho representado como terceira dimensão⁽⁴⁾. A técnica está baseada em dois parâmetros: a) quantificação das porcentagens específicas de tons de cinza em intervalos preestabelecidos (intervalos de brilhos específicos – Figura 1); b) colorização artificial da imagem, melhorando a percepção do sistema visual humano à imagem⁽⁵⁾ (Figura 2). Parte importante dessa avaliação é a mediana de escala de cinza (*gray-scale median* – GSM), que divide o número de *pixels* da área selecionada pela metade: 50% dos *pixels* com amplitude maior e 50% dos *pixels* com amplitude menor. É o valor que divide uma amostra ao meio, sendo diferente em relação à média e não sofre influência com relação aos valores mais à direita ou à esquerda. Por não sofrer tanta influência, a mediana em alguns estudos estatísticos é mais importante que a média.

Esse tipo de avaliação computadorizada dos tons de cinza já foi muito utilizada em placa aterosclerótica carotídea^(6,7), no qual um valor de GSM menor que 25 indica risco maior de acidente vascular cerebral. Os intervalos de tons de cinza foram redimensionados para melhorar a uniformidade entre as imagens e torná-los menos dependentes da atenuação dos tecidos^(4,5,7) (Figura 1). A porcentagem de tons de cinza na área renal delimitada foi estudada em 14 intervalos e GSM. O benefício dessa avaliação seria, por exemplo, no acompanhamento ultrassonográfico de pacientes com transplante renal, em que se utilizam parâmetros espectrais, mas antes destes modificarem, muito provavelmente, num caso de rejeição do enxerto, o

parênquima e sua ecotextura mudaram antes, e talvez nossa acuidade visual, com capacidade menor que a máquina, possa não ter percebido. Já foram descritos os intervalos de tons de cinza e da GSM em pacientes normais⁽⁴⁾, utilizando os parâmetros já citados por artigos de análise de tons de cinza de placa aterosclerótica carotídea^(2,7-9), em que a imagem é “padronizada” com relação a dois pontos: a adventícia passa a ser o valor de *pixel* 200 e dentro do vaso passa a ser 0 (zero), alterando linearmente todos os outros valores, numa tentativa de padronizar imagens obtidas por diferentes examinadores e diferentes aparelhos. Em análise renal prévia, foi utilizada a fâscia muscular posterior como o valor 200 e o nível mais preto da imagem como 0 (zero)^(4,5,10). É descrito um caso de transplante renal em que a GSM e os intervalos de tons de cinza foram modificando à medida que um paciente entrava em rejeição aguda do enxerto⁽¹⁰⁾.

O principal problema é que a utilização de diferentes aparelhos por diferentes examinadores pode gerar tons de cinza totalmente diversos. Para compensar esse fato, os autores utilizaram o já citado método de “padronização”^(2,4,5,7-9), mas deve-se levar em conta que a avaliação renal é muito diferente da avaliação carotídea, em que essa apresenta-se superficial e de fácil visualização. Restamos com o questionamento se podemos avaliar tons de cinza de imagens renais realizadas por diferentes aparelhos e diferentes examinadores.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este é um estudo transversal, observacional, descritivo com componente analítico, autorizado pelo Comitê

Coluna	Intervalo	Descrição	Qtd. de Pixels	% de Pixels	Cor
1	[0-4]	Blood	2	0.01%	Red
2	[5-7]	Blood-fat-like interval	0	0.00%	Orange
3	[8-26]	Fat-like	0	0.00%	Yellow
4	[27-40]	Fat-muscle-like interval	0	0.00%	Cyan
5	41-60	Hypoechoic muscle-like	719	3.50%	Blue
6	[61-76]	Hyperechoic muscle-like	4109	19.98%	Dark Blue
7	[77-90]	Hypoechoic muscle-fiber	5321	25.87%	Green
8	[91-111]	Hyperechoic muscle-fiber	5581	27.14%	Dark Green
9	[112-132]	Fiber-like: low level	2166	10.53%	Light Red
10	[133-153]	Fiber-like: mid low level	1028	5.00%	Red
11	[154-174]	Fiber-like: mid high level	671	3.26%	Dark Red
12	[175-196]	Fiber-like: high level	573	2.79%	Dark Brown
13	[197-210]	Fiber-calcium interval	193	0.94%	Grey
14	[211-255]	Calcium	204	0.99%	White

Mediana (GSM)
91

Figura 1. Intervalos de *pixels* e prováveis correspondências teciduais ultrassonográficas.

de Ética da Universidade Estadual da Paraíba (CAEE nº 86802617.5.0000.5187, parecer nº 2.954.650). Foram incluídos no estudo 24 voluntários, que assinaram termo de consentimento livre e esclarecido.

Foi desenvolvido um protótipo de *software* com a equipe de engenharia da computação, em Windows Form na IDE Visual Studio Community 2015 (versão 14.0) utilizando a linguagem C++.

Existe a possibilidade de “padronização” da imagem de maneira adaptada, descrita em outros trabalhos^(4,5,10), estabilizando os *pixels* em relação a apenas um ponto (demais trabalhos usavam dois pontos), que será a fásia muscular posterior. Após o comando de *zoom* e segmentação manual da fásia, o operador clica no comando normalização (padronização) e automaticamente a mediana da área segmentada passa para 200. A alteração matemática ocorre não somente na área segmentada da fásia muscular, mas em toda a imagem, alterando todos os *pixels* da imagem, de acordo com a alteração da fásia segmentada.

A alteração matemática em torno da variação dos *pixels* vai ocorrer em função de um fator de normalização. O fator de normalização F_n é definido pela equação 1:

$$F_n = [(medF_0 - 200) / medF_0] \quad (\text{eq. 1})$$

em que $medF_0$ é a medida da GSM da fásia selecionada.

Após o cálculo desse fator, foi utilizada a função de transferência definida pela equação 2, para normalizar a imagem de acordo com a GSM da fásia da região selecionada. Para aplicar a equação 2, os seguintes critérios devem ser observados:

$$\text{se } medF_0 \leq 200: f(r) = r(1 + F_n) \quad (\text{eq. 2})$$

$$\text{se } medF_0 > 200: f(r) = r(1 - F_n) \quad (\text{eq. 3})$$

em que r é o nível de intensidade do *pixel* da imagem.

Exemplificado o uso da normalização da imagem: se $medF_0 = 220$, o fator de normalização será calculado de acordo com a equação 1:

$$F_n = [(220 - 200) / 220] = 0,09.$$

Para normalizar a imagem original utiliza-se a equação 3. Supondo-se que um nível de intensidade de *pixel* qualquer da imagem original seja 50, de acordo com a equação 3 o *pixel* normalizado assumirá o seguinte valor: $f(50) = 50(1 - 0,09) = 46$.

Além da possibilidade de normalização da imagem, o *software* segue o padrão ouro atual de segmentação renal em imagem ultrassonográfica, que continua sendo o manual^(11,12). O protótipo de diagnóstico auxiliado por computador (*computer aided diagnosis* – CAD) faz uma leitura da quantidade em porcentagem de *pixels* contida na imagem segmentada, e utilizando 14 intervalos (Figura 1) pseudocoloriza a imagem (Figura 2).

Os 24 participantes foram submetidos a US de rim direito e esquerdo, realizada por cinco ultrassonografistas com título de especialista denominados médicos 1 a 5. Os médicos 1, 2 e 3 utilizaram a mesma máquina (Philips HD11 XE; Philips Healthcare, Eindhoven, Holanda) com transdutor convexo em banda com frequência de 3–7 MHz. O médico 4 utilizou aparelho GE Logiq S7 (GE Healthcare, Illinois, EUA) com três anos de uso, com transdutor convexo em banda de 6–9 MHz. O médico 5 utilizou outra máquina GE Logiq S7 (GE Healthcare) com dois anos de uso, com transdutor convexo em banda de 6–9 MHz. O exame renal foi realizado em posição de decúbito lateral, por dois métodos: um chamado de aleatório, usando *preset* habitual da máquina para exame renal, em que o médico manipulava o ganho, o *time gain control* (TGC) e todos os outros fatores, e esta imagem foi chamada de amostra. O outro método, chamado de padronizado, utiliza uma imagem “controle”, na qual foi criado um *preset* em que era fixado o *dynamic range* em torno de 70–80 e o ganho em 100, não podendo modificar os parâmetros descritos, estabilizando o TGC vertical na área renal, gerando a melhor imagem possível, chamada de controle^(4,6–10).

Após salvamento no aparelho – total de 480 imagens, sendo 240 de cada (amostra e controle) –, essas imagens

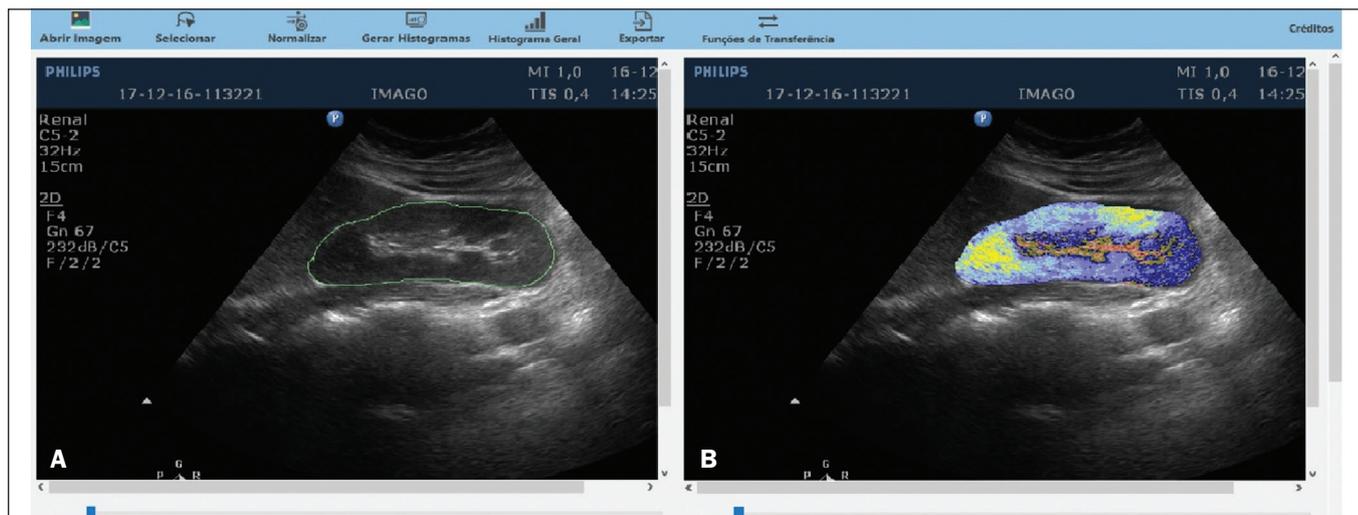


Figura 2. Protótipo de *software* (CAD). Imagem demonstrando segmentação manual do contorno renal (A) e sua pseudocolorização (B).

foram transferidas do aparelho de ultrassom para o computador, em extensão .bmp, resolução de 800×600 pixels.

Cada imagem amostra ou controle, do rim direito ou esquerdo, foi submetida a análise no *software* criado, produzindo o que chamamos de imagem aleatória e imagem padronizada, conforme procedimento a seguir:

- segmentação manual do contorno renal;
- análise com obtenção da GSM e dos tons de cinza;
- obtenção dos 14 intervalos descritos na Figura 1;
- pseudocolorização da imagem selecionada (Figura 2).

Procedimento posterior para criação da imagem “padronizada/normatizada” foi realizado nas imagens aleatória e padronizada, conforme segue:

– pré-processamento com padronização/normatização das imagens após escolha de um ponto fixo que sirva como referência para o número 200 na escala de cinza, tendo sido utilizada a fásia^(4,5,10);

– segmentação manual do contorno renal;

– análise com obtenção da GSM e dos tons de cinza na imagem selecionada;

- obtenção dos 14 intervalos descritos (Figura 1);
- pseudocolorização da imagem selecionada (Figura 2).

Dessa forma, originaram-se imagens chamadas agora de aleatória normatizada e padronizada normatizada, no total de 240 cada uma.

Foram excluídas imagens com dificuldade de visualização da fásia e qualquer alteração renal. Com base nesses critérios, foram excluídas 41 imagens, sendo 20 de uma paciente que apresentava cálculo renal coraliforme (extenso) no rim esquerdo, e 21 imagens, de três pacientes, que não apresentavam definição perfeita para submetê-las ao procedimento de padronização. Após exclusão das imagens citadas, resultaram 919 imagens para a realização do estudo: 231 aleatórias, 229 padronizadas, 230 aleatórias normatizadas e 229 padronizadas normatizadas.

Análise estatística

Os dados foram armazenados em planilha eletrônica de dados Microsoft Excel versão 2016. Após serem organizados, foram apresentadas as principais estatísticas descritivas. A GSM foi calculada e analisada especificamente. Porcentagens dos dados foram interpretadas como uma variável contínua. Média, desvio-padrão, mínimo e valores máximos foram calculados com base em estatísticas descritivas analisadas pelo *software* estatístico R (The R Foundation, Viena, Áustria).

Para avaliar a adequação da modelagem estatística proposta para descrever as observações, foram verificadas a normalidade e independência das variáveis pelo teste de normalidade de Anderson-Darling. Com este teste, buscaram-se condições teóricas para realização das análises estatísticas via técnica univariada.

Para verificar possíveis diferenças entre os fatores médicos e imagens, foi usado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, análogo ao teste F da análise de variância

(ANOVA). Na sequência, para verificar diferenças entre as medianas, foi utilizado o teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para amostras independentes. Em todos os testes foi adotado nível de significância de 5% ($p < 0,05$), analisados com o auxílio do *software* R.

Foram elaborado dois cenários: cenário 1 – análise entre os cinco médicos e os tipos de máquinas, avaliando a possibilidade de comparar as imagens produzidas por diferentes aparelhos e médicos; cenário 2 – comparação entre os três médicos que utilizaram a mesma máquina (médicos 1, 2 e 3) e os quatro tipos de imagens.

RESULTADOS

Cenário 1 – Foram comparados os cinco tipos de médicos, em relação à variável GSM, por meio do teste de Kruskal-Wallis (ANOVA), em que se observou haver diferenças significativas ($p < 2.2e-16$). Para determinar quem difere entre si, foi aplicado o teste das medianas de Wilcoxon-Mann-Whitney para amostras independentes (Figura 3).

Cenário 2 – Foi realizada comparação entre os médicos que utilizaram a mesma máquina (médicos 1, 2 e 3) e os quatro diferentes tipos de imagens (aleatórias, padronizadas, aleatórias normatizadas e padronizadas normatizadas). Foram utilizadas como variáveis para comparação as GSMs e os 14 intervalos de brilho.

Imagem aleatória

Foi realizada análise pelo teste de Kruskal-Wallis (ANOVA), para verificar possíveis diferenças entre os níveis do fator médico (médicos 1, 2 e 3), dentro da imagem aleatória, utilizando como variável a GSM. Obteve-se diferença estatisticamente significativa ($p = 0,006098$) na comparação entre os médicos. Para verificar qual deles diferiu, foi utilizado o teste Wilcoxon-Mann-Whitney, comparando os médicos 1, 2 e 3 com as variáveis GSMs e os 14 intervalos da imagem aleatória, obtendo diferença estatística em 11 intervalos e da GSM entre os médicos 1 e 2, assim como em 5 intervalos e na GSM entre os médicos 1

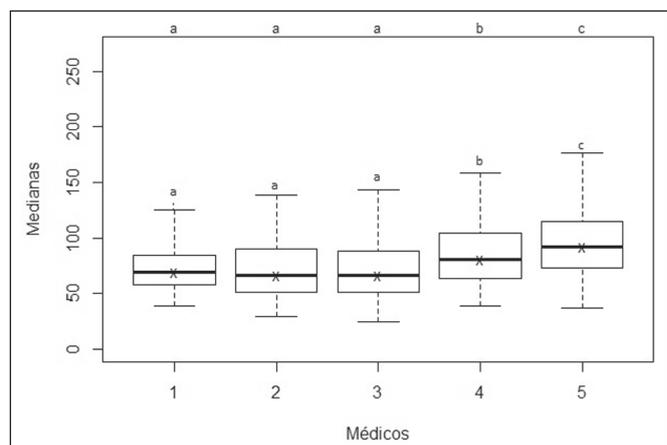


Figura 3. Análise univariada entre os cinco médicos utilizando a GSM como variável ($p < 2.2e-16$).

e 3. Curiosamente, não houve diferença estatística entre os médicos 2 e 3.

Imagem aleatória normatizada

Este tipo de imagem é a imagem aleatória que passou pelo processo de normatização. Foi feita análise pelo teste de Kruskal-Wallis (ANOVA) para verificar possíveis diferenças entre os níveis do fator médico (médicos 1, 2 e 3), dentro da imagem aleatória normatizada, utilizando como variável a GSM. Encontrou-se que as GSMs não diferiram na comparação entre os médicos ($p = 0,08115$). Para verificar existência de alguma diferença das GSMs e dos 14 intervalos das imagens aleatórias normatizadas utilizadas pelos médicos 1, 2 e 3, empregou-se o teste Wilcoxon-Mann-Whitney, obtendo diferença estatística em quatro intervalos (excluindo a GSM) entre os médicos 1 e 2, assim como em dois intervalos entre os médicos 1 e 3. Não houve diferença entre os médicos 2 e 3.

Imagem padronizada

Este é o tipo de aquisição de imagem mais utilizado nos artigos^(4,5,7-10). A comparação dos 14 intervalos e da GSM é muito importante na descrição da equivalência das imagens. Foi realizada análise pelo teste de Kruskal-Wallis (ANOVA) para verificar possíveis diferenças entre os níveis do fator médico (médicos 1, 2 e 3), dentro da imagem padronizada, utilizando como variável a GSM. Obteve-se que as GSMs não diferiram na comparação entre os médicos ($p = 0,9472$). Para verificar se existia alguma diferença das GSMs e dos 14 intervalos das imagens padronizadas, utilizou-se o teste Wilcoxon-Mann-Whitney, obtendo diferença estatística somente em um intervalo entre os médicos 1 e 3.

Imagem padronizada normatizada

Esta é a imagem padronizada após passar pelo procedimento de normatização, transformando-se em imagem padronizada normatizada. Foi realizada análise pelo teste de Kruskal-Wallis (ANOVA) para verificar possíveis diferenças entre os níveis do fator médico (médicos 1, 2 e 3), dentro da imagem padronizada normatizada, utilizando como variável a GSM. Obteve-se que as GSMs não diferiram na comparação entre os médicos ($p = 0,7319$). Para verificar se existia alguma diferença das GSMs e dos 14 intervalos das imagens padronizadas normatizadas, geradas pelos médicos 1, 2 e 3, utilizou-se o teste Wilcoxon-Mann-Whitney. Não houve diferença estatística entre os intervalos obtidos.

DISCUSSÃO

Vários autores já concluíram que o processamento e análise da imagem ultrassonográfica se tornou totalmente dependente do examinador⁽¹⁾. Numa tentativa de analisar tons de cinza em placas ateroscleróticas, foi demonstrado que os resultados eram dissonantes para indicar risco de

acidente vascular isquêmico⁽¹³⁾. Com o procedimento de normatização, foi exposto um método que eliminava em parte a variabilidade da imagem ultrassonográfica em relação a profissionais diferentes obtendo imagens diferentes^(2,7-9). Mas isso foi para placa aterosclerótica em imagens carótídeas, que são obtidas com relativa facilidade por sua superficialidade.

Análise de tons de cinza em imagens ultrassonográficas renais já havia sido publicada, utilizando o mesmo princípio de normatização, adaptado para imagens renais^(4,5,10). Porém, a principal pergunta sobre a avaliação de imagens renais é se elas podem ser comparadas entre profissionais diferentes e máquinas ultrassonográficas diferentes.

No presente trabalho foram utilizados quatro tipos de imagens, a depender se padronizada ou normatizada. Como resultado, foi encontrado que a variável GSM foi diferente entre o conjunto de médicos que utilizaram a mesma máquina (médicos 1, 2 e 3) em relação aos que utilizaram outro tipo de máquina (médicos 4 e 5). Isto leva a sugerir que não se pode comparar imagens de máquinas de US diferentes, pois a variabilidade é estatisticamente significativa. Apesar desse resultado, não se pode certificar que essa análise não possa ser realizada, pois só foi comparado um aspecto (variável), e não temos resposta para o resultado de diferença nos valores dos médicos 4 e 5 que utilizaram o mesmo modelo de máquina, mas diferentes números de série (diferença de uso em um ano). Nenhum artigo comparou imagens normatizadas de diferentes máquinas. Com os resultados, sugere-se utilizar a mesma máquina para uma melhor comparação e análise de tons de cinza. Resta o questionamento se há a possibilidade de comparar imagens renais ultrassonográficas de profissionais diferentes numa mesma máquina.

Com a imagem aleatória e sua variante após normatização – imagem aleatória normatizada, em que não foi padronizado nenhum aspecto físico da imagem –, os resultados demonstraram a total variabilidade entre as obtidas por diferentes profissionais, impossibilitando a utilização desses tipos de imagens para comparação.

Na imagem padronizada, com a variável mais importante (GSM) não houve alteração significativa. Mas um intervalo marginal entre os médicos 1 e 3 demonstrou diferença estatística.

A imagem padronizada normatizada não mostrou nenhuma diferença estatística entre as imagens obtidas pelos três profissionais diferentes, demonstrando a hipótese de equivalência das imagens e homogeneização após o procedimento de normatização. Este tipo de imagem foi utilizado na maioria dos mais importantes trabalhos descritos na análise de tons de cinza^(2,4-6,8-10).

Propõe-se assim um CAD para análise de imagens renais, utilizando a imagem padronizada e normatizada. A maioria dos artigos para CAD em imagem renal ultrassonográfica é em segmentação de imagens. Um dos poucos utilizados em avaliação renal é para identificação de cálculos

renais⁽¹⁴⁾. Revisão do panorama atual no desenvolvimento de novas técnicas no sentido de avaliação computacional de imagens ultrassonográficas renais indica que a literatura é pobre nesse aspecto⁽¹⁵⁾. A imagem renal ultrassonográfica continua, mesmo após todos os avanços tecnológicos, totalmente dependente do examinador. É unânime a opinião de que o desenvolvimento de CADs para imagens renais é diminuto e necessita de avanços. A elastografia renal pode ser um futuro nessa avaliação^(16,17). No período desde sua invenção (1960) até começo do século 21, apesar de todo avanço, os CADs permaneceram seguindo como “segunda opinião”, numa ajuda quanto a uma decisão mais rápida por parte do profissional de saúde. Pesquisas recentes sugerem uma mudança radical nas principais funções dos CADs, passando de meros ajudantes para sistemas mais complexos, com capacidade de conhecimento e aprendizagem, utilizando não somente imagens, mas também dados informativos sobre o quadro do paciente em questão e recomendando uma tomada de decisão mais precisa⁽¹⁸⁾.

CONCLUSÃO

A utilização de uma mesma máquina para produzir as imagens sugere maior credibilidade nos resultados. Como não houve randomização em relação aos vários tipos de máquinas e médicos, não se pode afirmar a impossibilidade de comparação entre imagens produzidas por diferentes máquinas. No procedimento de aquisição de imagens renais, sugere-se a padronização de aspectos físicos modificáveis da imagem (TGC, ganho total e *dynamic range*, entre outros), e após a aquisição, a submissão de tais imagens a um procedimento de normatização.

Como a literatura é escassa em análise computadorizada de imagem ultrassonográfica renal, seria interessante um CAD que utilizasse como escopo a variação de tons de cinza.

Agradecimento

Ao laboratório do Núcleo de Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba (Nutes-UEPB), pelo apoio na realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

1. Faubel S, Patel NU, Lockhart ME, et al. Renal relevant radiology: use of ultrasonography in patients with AKI. *Clin J Am Soc Nephrol*. 2014;9:382–94.
2. Lal BK, Hobson RW 2nd, Pappas PJ, et al. Pixel distribution analysis of B-mode ultrasound scan images predicts histologic features of atherosclerotic carotid plaques. *J Vasc Surg*. 2002;35:1210–7.
3. Beach KW, Jong JM, Paun M, et al. Principles and instruments of diagnostic ultrasound and Doppler ultrasound. In: AbuRahma AF, Bergan JJ, editors. *Noninvasive vascular diagnosis*. London: Springer; 2000. p. 25–48.
4. Valiente Engelhorn ALD, Engelhorn CA, Salles-Cunha SX, et al. Ultrasound tissue characterization of the normal kidney. *Ultrasound Q*. 2012;28:275–80.
5. Valiente Engelhorn ALD, Engelhorn CA, Salles-Cunha SX, et al. Ultrasonographic tissue characterization of kidneys in patients with unilateral renal artery stenosis. *J Vasc Ultrasound*. 2016;40:70–5.
6. Deftereos S, Giannopoulos G, Kossyvakis C, et al. Virtual histology. *Hellenic J Cardiol*. 2010;51:235–44.
7. Lal BK, Hobson RW 2nd, Hameed M, et al. Noninvasive identification of the unstable carotid plaque. *Ann Vasc Surg*. 2006;20:167–74.
8. Griffin M, Nicolaidis A, Kyriacou E. Normalisation of ultrasonic images of atherosclerotic plaques and reproducibility of grey scale median using dedicated software. *Int Angiol*. 2007;26:372–7.
9. Elatrozy T, Nicolaidis A, Tegos T, et al. The effect of B-mode ultrasonic image standardisation on the echodensity of symptomatic and asymptomatic carotid bifurcation plaques. *Int Angiol*. 1998;17:179–86.
10. Valiente Engelhorn ALD, Engelhorn CA, Salles-Cunha S. Initial evaluation of virtual histology ultrasonographic techniques applied to a case of renal transplant. *J Vasc Ultrasound*. 2015;39:142–4.
11. Cerrolaza JJ, Safdar N, Biggs E, et al. Renal segmentation from 3D ultrasound via fuzzy appearance models and patient-specific alpha shapes. *IEEE Trans Med Imaging*. 2016;35:2393–402.
12. Yang X, Schuster D, Master V, et al. Automatic 3D segmentation of ultrasound images using atlas registration and statistical texture prior. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2011;7964:796432.
13. el-Barghouty N, Nicolaidis A, Bahal V, et al. The identification of the high risk carotid plaque. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 1996;11:470–8.
14. Tamilselvi PR, Thangaraj P. Computer aided diagnosis system for stone detection and early detection of kidney stones. *Journal of Computer Science*. 2011;7:250–4.
15. Subramanya MB, Kumar V, Mukherjee S, et al. Classification of normal and medical renal disease using B-mode ultrasound images. In: 2015 2nd International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom). New Delhi, India; 2015. p. 1914–8.
16. Grenier N, Gennisson JL, Cornelis F, et al. Renal ultrasound elastography. *Diagn Interv Imaging*. 2013;94:545–50.
17. Grenier N, Poulain S, Lepreux S, et al. Quantitative elastography of renal transplants using supersonic shear imaging: a pilot study. *Eur Radiol*. 2012;22:2138–46.
18. Takahashi R, Kajikawa Y. Computer-aided diagnosis: a survey with bibliometric analysis. *Int J Med Inform*. 2017;101:58–67.

