

## **Analisis Homogenitas Citra Ultrasonografi Berbasis *Silicone Rubber Phantom* dengan GLCM**

**Siti Fatimah<sup>✉</sup>, Giner Maslebu, Suryasatriya Trihandaru**

Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Kristen Satya Wacana, Indonesia

### **Info Artikel**

Sejarah Artikel:

Diterima:

11 Mei 2018

Disetujui:

28 Juli 2018

Dipublikasikan:

31 Juli 2018

*Keywords:*

*homogeneity; GLCM;*

*phantom; silicone; USG*

### **ABSTRAK**

Uji homogenitas merupakan salah satu kontrol kualitas ultrasonografi (USG). Pelaksanaan kontrol kualitas USG dibutuhkan modalitas yaitu phantom ultrasound. Telah dibuat phantom ultrasound sederhana dan murah berbahan dasar silikon rubber *Room Temperature Vulcanization* (RTV) dengan konsentrasi katalis 2% dan 5%. Analisis homogenitas citra dilakukan dengan metode *Gray Level Co-occurrence Matrix* (GLCM). Phantom dengan konsentrasi katalis 5% didapatkan densitas  $1100 \text{ kg/m}^3$  dan pada phantom konsentrasi katalis 4% didapatkan densitas  $971,875 \text{ kg/m}^3$ . Semakin tinggi nilai gain yang digunakan maka homogenitas semakin rendah. Nilai homogenitas untuk phantom ultrasound dengan konsentrasi katalis 5% didapatkan 0.9945 dan phantom konsentrasi katalis 2% didapatkan nilai homogenitas 0.9940 dengan selisih homogenitas relatif 0.0543% yang menggambarkan nilai homogenitas yang tinggi untuk masing-masing phantom.

### **ABSTRACT**

*The homogeneity test is one of quality controls of ultrasonography (USG). Implementation of quality control required modality, i.e. phantom ultrasound. Simple Low-Cost Ultrasound phantom has been made using silicone rubber RTV (Room Temperature Vulcanization) with catalytic concentration of 2% and 5%. Image homogeneity analysis has done by using Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM) method. The density of phantom with 5% of catalyst is  $1100 \text{ kg/m}^3$  and  $971,875 \text{ kg/m}^3$  for 2% of catalyst. The result of this study proved that the greater value of the gain, the smaller image homogeneity. The homogeneity value for the ultrasound phantom with a catalyst concentration of 5% was obtained 0.9945 and phantom of catalyst concentration 2% was found 0.9940 with relative homogeneity difference 0.0543% depicting high homogeneity value for each phantom. The homogeneity of phantom with 2 different densities was obtained 0.9881.*

© 2018 Universitas Negeri Semarang

<sup>✉</sup> Alamat korespondensi:

Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, UKSW

E-mail: sitifatimah300796@gmail.com

p-ISSN 2088-1509

## PENDAHULUAN

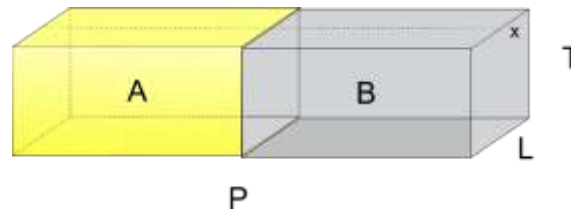
Aplikasi dan pemanfaatan gelombang *ultrasound* saat ini telah berkembang. Salah satunya untuk diagnosis pasien. Frekuensi bunyi yang dapat didengar oleh manusia antara 20 Hz – 20 KHz, sedangkan untuk pemanfaatan diagnosa digunakan gelombang ultrasonik dengan frekuensi yang tinggi antara 1 MHz hingga 30 MHz agar dapat memperlihatkan organ didalam tubuh manusia. Peralatan yang memanfaatkan gelombang suara salah satunya adalah ultrasonografi (USG).

Pada pelayanan radiologi diagnostik di rumah sakit, USG termasuk dalam jenis pelayanan *imaging diagnostic* yaitu pelayanan yang melakukan diagnostik dengan menggunakan radiasi non pengion (Kepmenkes RI, 2008). Dalam penggunaannya, perlu dilakukan kontrol kualitas USG karena kualitas citra yang dihasilkan oleh pesawat USG akan mempengaruhi hasil *scan* pasien, memastikan bahwa pesawat USG yang digunakan beroperasi dengan baik dan apabila ada kerusakan dapat digunakan untuk mengetahui sumbernya (Goodsitt dkk, 1998). Beberapa penelitian sebelumnya telah dilakukan menggunakan teknik komputasi untuk tujuan kendali mutu seperti pengukuran jarak, resolusi spasial dan kedalaman visualisasi (Fallo dkk, 2014; Maslebu dkk, 2015; Maslebu dkk, 2016).

Salah satu uji kontrol kualitas USG adalah uji keseragaman citra (homogenitas). Sistem *ultrasound* dapat menghasilkan berbagai artefak dan ketidakseragaman citra yang bisa meningkatkan resiko *false negative* (Goodsitt dkk, 1998). *False negative* adalah kondisi dimana pada citra tidak terlihat objek padahal sebenarnya ada objek pada area yang dipindai. Untuk melakukan uji kontrol kualitas diperlukan instrumen yaitu phantom *ultrasound* tetapi phantom *ultrasound* buatan pabrik memiliki harga yang cukup mahal sehingga tidak semua lembaga dapat menyediakan untuk proses kegiatan belajar/praktikum. Oleh karena itu diperlukan phantom *ultrasound* yang dapat dibuat sendiri, lebih terjangkau, dapat digunakan lagi dan tahan lama. Beberapa penelitian sebelumnya telah dibuat phantom *ultrasound* dengan berbahan dasar gelatin, agar, gel parafin dan *silicon rubber*. Phantom berbahan dasar agar dan gelatin tidak dapat bertahan lama sehingga tidak dapat digunakan untuk jangka panjang, selain itu pada phantom gelatin membutuhkan refrigerator untuk dalam proses pembuatannya (Morrow dkk, 2016). Phantom dengan berbahan dasar gel parafin memiliki kekurangan yaitu kesulitan dalam mengubah kecepatan suara dari material yang digunakan. (Viera dkk, 2013). Sedangkan phantom dengan berbahan dasar *silicon rubber* memiliki keuntungan lebih tahan lama, dapat digunakan lagi dan aman (Sunone, 2011; Wang dkk, 2014). Homogenitas phantom *ultrasound* berbahan dasar silikon *rubber* dengan konsentrasi katalis 2% dan 5% menjadi fokus yang dikaji dengan metode *Gray Level Co-Occurence Matrix* (GLCM).

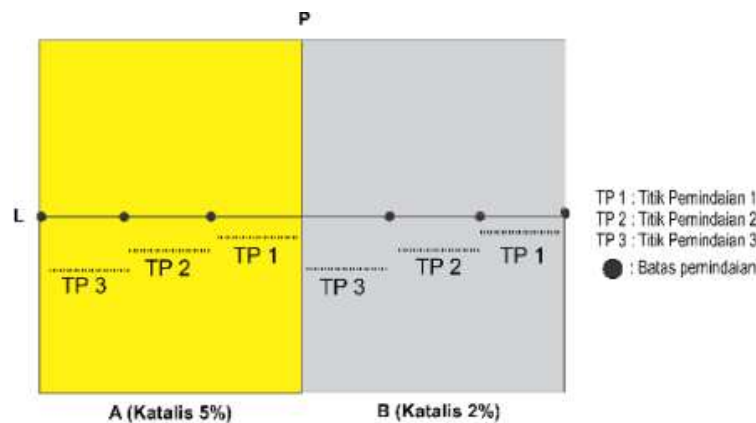
## METODE

Phantom dibuat seperti Gambar 1 dengan pertimbangan untuk mendapatkan nilai citra homogen yang tinggi (mendekati nilai 1). Phantom yang homogen dibuat dua daerah yang mempunyai densitas berbeda untuk diukur homogenitasnya masing-masing. Nilai citra yang homogen diasumsikan tidak tergantung pada densitasnya. *False negative* dapat diperlihatkan dengan phantom yang tidak homogen (bisa disebabkan karena ada objek yang sangat berbeda densitasnya di dalam phantom, atau dengan mengukur homogenitas dari citra dua phantom yang berbeda massa jenis). Phantom dibuat dengan 2 densitas berbeda seperti diatas sehingga diperoleh keuntungan diperolehnya penurunan nilai homogenitas disepertar sambungan phantom.



Gambar 1. Desain Phantom.

Phantom dibuat dengan bahan dasar silikon *rubber* RTV tipe 52 dengan konsentrasi katalis 2% dan 5% berdasarkan uji *sample*. Cetakan yang digunakan berukuran 14,5 cm x 10,5 cm x 4 cm. Bagian A untuk konsentrasi katalis 5% dan bagian B untuk konsentrasi katalis 2%. Phantom yang pertama kali dibuat adalah bagian A dengan silikon 320 mL dan konsentrasi katalis 5% setelah itu dibuat phantom bagian B dengan silikon 320 mL dan konsentrasi katalis 2%. Kemudian phantom di pindai dengan USG *merk* Mindray model DP-10. Pemindaian USG dilakukan seperti Gambar 2.



Gambar 2. Model pemindaian phantom.

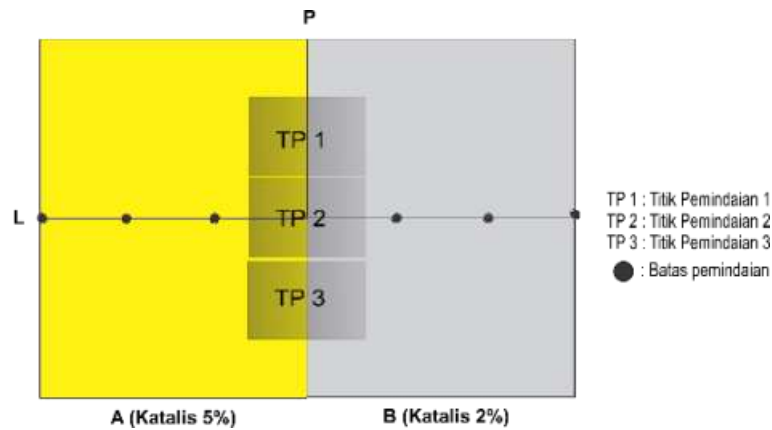
Phantom dibuat 3 titik pindai untuk setiap bagian A dan bagian B sehingga terdapat 6 titik pindai. Batas pindai diukur berdasarkan lebar *probe* USG. Probe USG diletakkan tepat diatas titik pindai dengan posisi membujur dan sebagai pembanding dilakukan pemindaian dengan model pemindaian pada Gambar 3.

Setiap area pemindaian diatur frekuensi yang berbeda yaitu 2 MHz, 4.5 MHz dan 6 MHz. Panjang gelombang pada modalitas USG sangat penting peranannya karena menentukan resolusi alat tersebut (Isradiati dkk, 2013). Resolusi USG semakin baik jika gelombang suara ( $\lambda$ ) semakin dan frekuensi ( $f$ ) semakin besar (Isradiati dkk, 2013). Medium yang dilalui oleh gelombang suara juga mempengaruhi kecepatan suara ( $v$ ) seperti ditunjukkan pada Persamaan 1. Semakin padat medium tersebut maka nilai kecepatan suara akan semakin besar.

$$v = f \times \lambda \quad (1)$$

Semakin tinggi frekuensi, semakin banyak energi yang diserap, sehingga semakin sedikit suara yang diteruskan. Apabila gelombang suara melalui dua medium dengan massa jenis ( $\rho$ ) yang berbeda sebagian gema (*echo*) akan dibiaskan/teruskan sebagian lagi akan dipantulkan. Besar *echo* yang dipantulkan tergantung dari impedansi akustik medium. Impedansi akustik ( $Z$ ) adalah tahanan

yang diberikan jaringan terhadap suara yang melaluinya ( $v$ ). Korelasi antara impedansi akustik ( $Z$ ), massa jenis ( $\rho$ ) dan kecepatan suara dapat dilihat pada Persamaan 2.



Gambar 3. Model pemindaian phantom sebagai pembanding.

$$Z = \rho \times v \quad (2)$$

Variasi *gain* yang digunakan yaitu 48 dB, 96 dB, 149 dB, 192 dB dan 250 dB. Pada setiap titik pindai diperoleh 15 citra sehingga total citra hasil pemindaian adalah 135 citra. Setelah diperoleh citra maka dilakukan analisis perhitungan selisih homogenitas antar phantom dengan katatalis 2% dan 5% yang terpisah maupun citra pembanding (hasil *scan* model pemindaian pembanding) pada Gambar 3 dengan metode *Gray Level Co-occurrence Matrix* (GLCM) dimana orientasi sudut GLCM yang diamati  $0^\circ$  dan ekstraksi fitur GLCM yang digunakan adalah (Madenda, 2015):

#### Energi (*Energy*)

Digunakan untuk mengetahui kehomogenan tekstur dari citra. Semakin tinggi nilai homogenitas tekstur citra, maka nilai energi akan semakin tinggi. Hubungannya seperti ditunjukkan pada Persamaan 3. *Range* energi [0, 1], citra yang homogen memiliki nilai energi 1.

$$Energi = \sum_{i,j=0}^{N-1} (P_{(i,j)})^2 \quad (3)$$

#### Korelasi (*Correlation*)

Korelasi menyatakan piksel tetangga dengan piksel dependen seperti ditunjukkan pada Persamaan 4. *Range* korelasi [-1 1], nilai -1 dan 1 untuk citra yang berkorelasi negatif atau positif sempurna sedangkan NaN untuk citra yang konstan (homogen).

$$Korelasi = \sum_{i,j=0}^{N-1} P_{i,j} \left[ \frac{(i-\mu_i)(j-\mu_j)}{\sqrt{(\sigma_i^2)(\sigma_j^2)}} \right] \quad (4)$$

**Kontras (Contrast)**

Jika variasi intensitas piksel tetangga rendah nilai kontras menurun dan membesar jika variasi intensitas tinggi seperti ditunjukkan pada Persamaan 5. Nilai kontras 0 untuk citra yang homogen.

$$Kontras = \sum_{i,j=0}^{N-1} P_{i,j}(i-j)^2 \quad (5)$$

**Homogenitas (Homogeneity)**

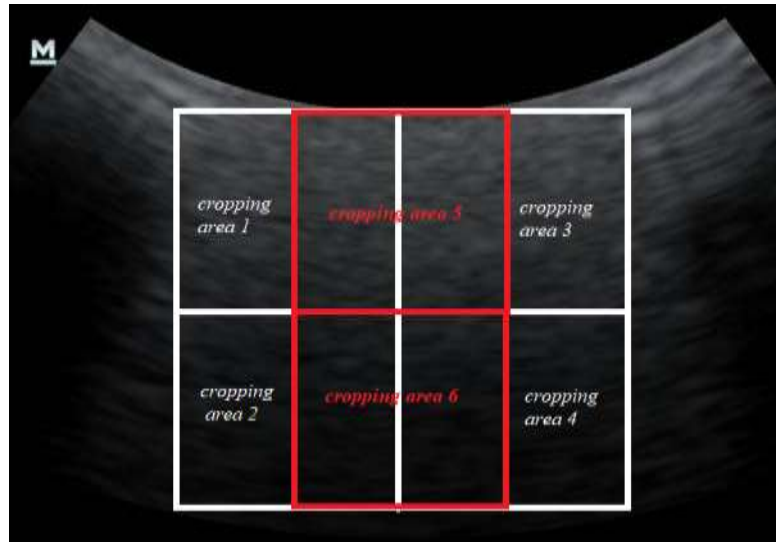
Jika terdapat banyak perulangan piksel yang terkonsentrasi pada diagonal matriks, maka nilai homogenitas akan semakin tinggi seperti ditunjukkan pada Persamaan 6. *Range* homogenitas [0, 1]. Nilai 1 menunjukkan tingkat perulangan piksel yang ideal (homogenitasnya tinggi).

$$Homogenitas = \sum_{i,j=0}^{N-1} \frac{P_{i,j}}{1+(i-j)^2} \quad (6)$$

dengan  $P$  = Probabilitas,  $\mu$  = *mean* (rata-rata distribusi probabilitas) dan  $\sigma$  = *variance* (sebaran nilai terhadap *mean*).

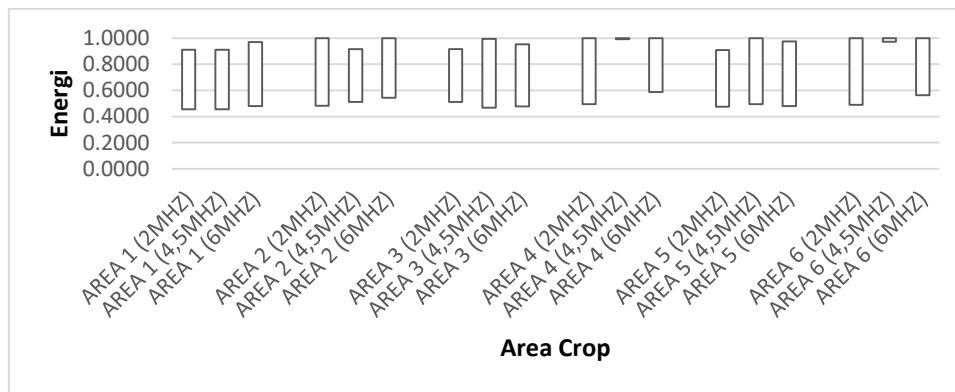
**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Phantom silikon pada bagian A dengan konsentrasi katalis 5% diperoleh massa jenis  $1100 \text{ kg/m}^3$  dan pada bagian B dengan konsentrasi katalis 2% diperoleh massa jenis  $971,875 \text{ kg/m}^3$ . Homogenitas citra yang diperoleh dari hasil pemindaian diubah menjadi citra *grayscale*, kemudian dilakukan *cropping area* agar didapatkan 6 area *Region of Interest* (ROI), setelah itu dilakukan perhitungan nilai homogenitas, kontras, energi dan korelasi pada citra phantom. Susunan *cropping area* ditunjukkan pada Gambar 4.

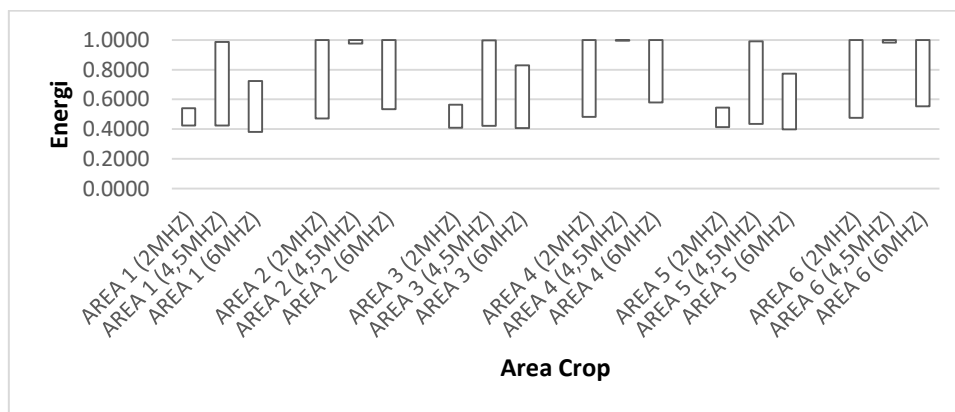


Gambar 4. *Cropping area*.

Nilai energi, korelasi, kontras dan homogenitas dihitung menggunakan metode *Gray Level Co-occurrence Matrix* (GLCM) yang sudah dimasukkan pada *Graphics User Interface* (GUI) dan didapatkan hasil sebagai ditunjukkan pada Gambar 5 dan 6.



Gambar 5. Rentang energi pada phantom dengan konsentrasi katalis 2% pada titik pindai kedua.



Gambar 6. Rentang energi pada phantom dengan konsentrasi katalis 5% pada titik pindai kedua.

Rentang energi dengan berbagai variasi *gain* dan frekuensi pada phantom dengan konsentrasi katalis 2% ditunjukkan pada grafik Gambar 5 dan konsentrasi katalis 5% ditunjukkan pada Gambar 6. Energi yang tinggi menunjukkan keseragaman tekstur dari citra yang tinggi pula sehingga homogenitas dari citra juga tinggi.

Korelasi citra sesuai dengan *crop* area ditunjukkan pada Tabel 1 dan Tabel 2. Terdapat hasil NaN yang artinya citra pada area tersebut homogen (*constant image*). Nilai korelasi terendah pada citra hasil *scan* dengan konsentrasi katalis 2% didapatkan sebesar 0.7500 pada area 1 dan area 5 dengan frekuensi 4.5 MHz dan *gain* 48 dB. Pada katalis 5% didapatkan nilai korelasi terendah sebesar 0.8354 pada area 1 dengan frekuensi 4.5 MHz dan *gain* 48 dB serta pada area 4 dengan frekuensi 4.5 MHz dan *gain* 250 dB. Nilai korelasi tertinggi didapatkan sebesar 0.9788 pada area 1 dengan frekuensi 6 MHz dan *gain* 48 dB pada citra dengan konsentrasi katalis 2% dan sebesar 0.9735 pada area 3 dengan frekuensi 4.5 MHz dan *gain* 149 pada konsentrasi katalis 5%. Nilai korelasi rendah berarti variasi piksel disekitar piksel dependen rendah sehingga nilai homogenitas juga rendah. Nilai korelasi tinggi maka nilai homogenitasnya tinggi sehingga phantom homogen.

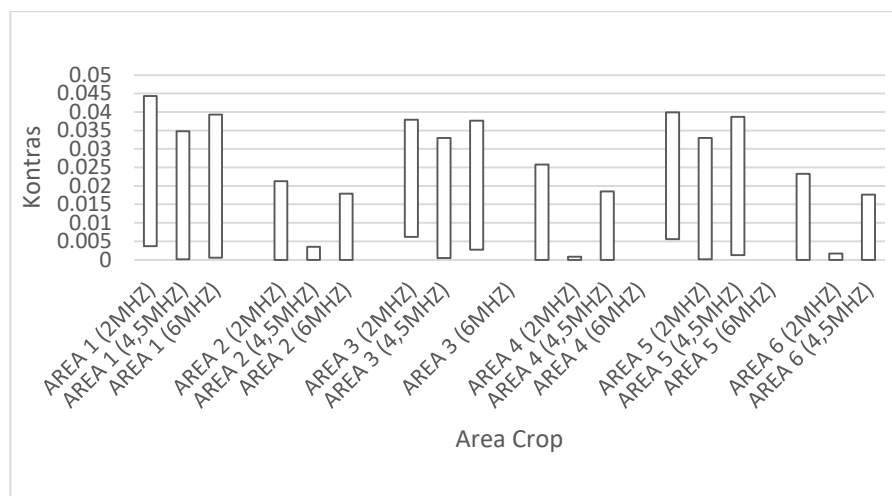
Tabel 1. Nilai korelasi citra hasil *scan* phantom dengan katalis 2% pada titik pindai kedua.

Frekuensi (MHz)	Gain (dB)	Korelasi					
		Area 1	Area 2	Area 3	Area 4	Area 5	Area 6
2	48	0.9568	NaN	0.9211	NaN	0.9351	NaN
	96	0.9388	NaN	0.9440	NaN	0.9438	NaN
	149	0.9254	0.9492	0.9145	0.9418	0.9224	0.9512
	192	0.9301	0.9701	0.9256	0.9525	0.9299	0.9615
	250	0.9217	0.9589	0.9261	0.9470	0.9268	0.9535
4.5	48	0.7500	NaN	0.9092	NaN	0.7500	NaN
	96	0.8405	NaN	0.9070	NaN	0.8615	NaN
	149	0.9563	NaN	0.9590	NaN	0.9570	NaN
	192	0.9346	0.9475	0.9396	NaN	0.9375	0.9476
	250	0.9249	0.9138	0.9451	0.8973	0.9357	0.9347
6	48	0.9788	NaN	0.9395	NaN	0.9466	NaN
	96	0.9434	NaN	0.9559	NaN	0.9407	NaN
	149	0.9276	NaN	0.9458	NaN	0.9334	NaN
	192	0.9256	0.9343	0.9391	0.9152	0.9250	0.9258
	250	0.9576	0.9593	0.9468	0.9529	0.9527	0.9581

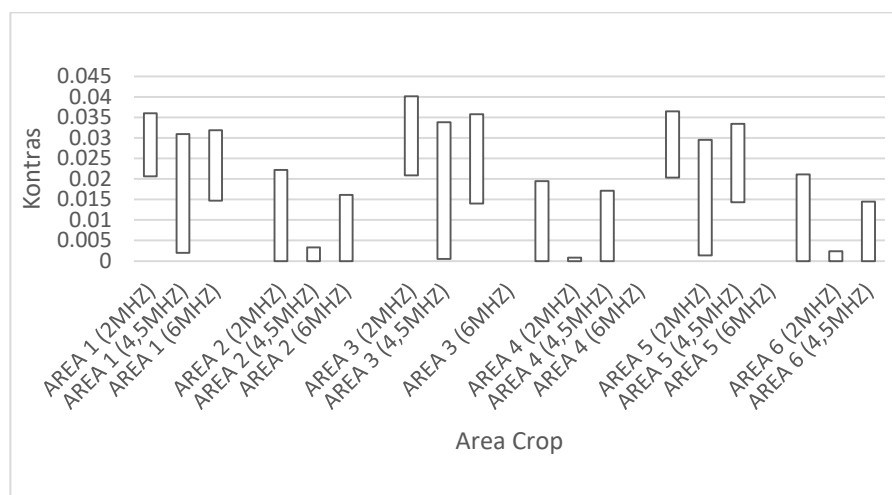
Tabel 2. Nilai korelasi citra hasil *scan* phantom dengan katalis 5% pada titik pindai kedua.

Frekuensi (MHz)	Gain (dB)	Korelasi					
		Area 1	Area 2	Area 3	Area 4	Area 5	Area 6
2	48	0.9498	NaN	0.9504	NaN	0.9522	NaN
	96	0.9581	NaN	0.9540	NaN	0.9583	NaN
	149	0.9317	0.9376	0.9378	0.9465	0.9346	0.9480
	192	0.9532	0.9620	0.9503	0.9706	0.9551	0.9666
	250	0.9562	0.9583	0.9505	0.9609	0.9542	0.9596
4.5	48	0.8354	NaN	0.8155	NaN	0.8337	NaN
	96	0.9307	NaN	0.9104	NaN	0.9246	NaN
	149	0.9717	NaN	0.9735	NaN	0.9716	NaN
	192	0.9594	NaN	0.9542	NaN	0.9575	NaN
	250	0.9638	0.8513	0.9557	0.8354	0.9601	0.8528
6	48	0.9402	NaN	0.9096	NaN	0.9326	NaN
	96	0.9678	NaN	0.9675	NaN	0.9694	NaN
	149	0.9639	0.8473	0.9481	0.0000	0.9572	0.8383
	192	0.9555	0.9510	0.9658	0.9198	0.9619	0.9400
	250	0.9648	0.9642	0.9558	0.9576	0.9590	0.9665

Nilai energi dan korelasi pada setiap area *crop* berbeda-beda sesuai dengan tekstur dari objek yang dipindai. Perubahan nilai *gain* hanya untuk menunjukkan tingkat kecerahan dari area *crop* citra sehingga dengan semakin tinggi variasi *gain* yang diberikan tidak berarti bahwa nilai energi dan korelasi citra juga tinggi, karena masing-masing *crop* area memiliki tekstur citra yang berbeda-beda. Nilai kontras pada Gambar 7. dan Gambar 8. menunjukkan jika variasi intensitas piksel tetangga rendah, nilai kontras turun. Nilai kontras tertinggi pada citra hasil scan phantom dengan konsentrasi katalis 2% didapatkan sebesar 0.0443 pada area 1 dengan frekuensi 2 MHz dan *gain* 250 dB sedangkan pada konsentrasi katalis 5% didapatkan nilai kontras tertinggi sebesar 0.0401 pada area 3 dengan frekuensi 2 MHz dan *gain* 250 dB. Nilai kontras terendah didapatkan 0 yang menunjukkan bahwa pada area *crop* tersebut citranya homogen. Area *crop* yang memiliki beragam variasi piksel maka nilai kontras semakin besar.



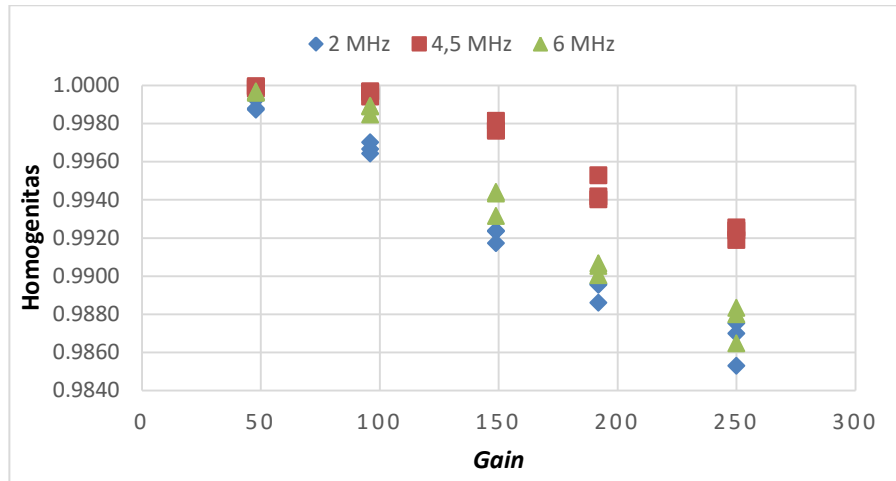
Gambar 7 . Nilai kontras citra hasil *scan* phantom dengan katalis 2% pada titik pindai kedua.



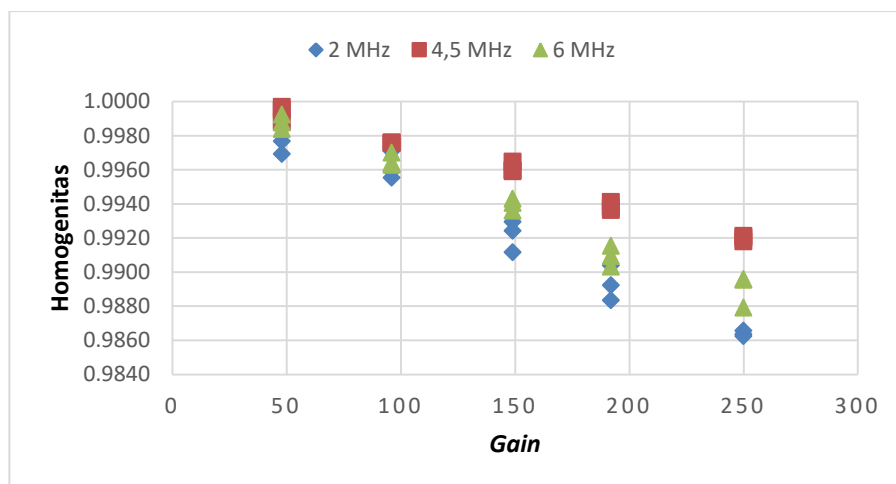
Gambar 8. Nilai kontras citra hasil *scan* phantom dengan katalis 5% pada titik pindai kedua.



Hubungan antara *gain* dengan homogenitas dapat dilihat pada Gambar 9. dan Gambar 10. semakin besar nilai *gain* maka nilai homogenitas akan menurun karena dengan *gain* besar citra nampak lebih cerah sehingga terlihat tekstur dari citra tersebut dan pada nilai *gain* yang rendah, citra nampak gelap karena variasi nilai piksel tinggi sehingga homogenitasnya tinggi. Pada penggunaan frekuensi tinggi daya tembus rendah dan tingkat kecerahan citra terbatas oleh karena itu homogenitasnya tinggi tetapi resolusi citra lebih baik. Analisis dilakukan pada semua titik pindai dan diperoleh *trend* nilai homogenitas yang sama.



Gambar 9. Homogenitas citra hasil *scan* phantom konsentrasi katalis 2%.



Gambar 10. Homogenitas citra hasil *scan* phantom konsentrasi katalis 5%.

Secara keseluruhan nilai homogenitas pada phantom dengan konsentrasi katalis 2% adalah 0.9945, pada konsentrasi katalis 5% diperoleh nilai homogenitas 0.9940 dengan selisih homogenitas relatif 0.0543% yang menggambarkan nilai homogenitas yang tinggi untuk masing-masing phantom. Pada pemindaian pada phantom yang terdiri dari 2 densitas didapatkan nilai homogenitas 0.9881.

Phantom dengan konsentrasi katalis 2% selisih homogenitas relatif mengecil 0.648% dan pada konsentrasi katalis 5% mengecil 0.594% jika phantom terdiri dari 2 densitas yang berbeda.

## SIMPULAN

Phantom ultrasound berbahan silikon dapat digunakan untuk media pembelajaran sebagai pengganti phantom ultrasound buatan pabrik. Phantom ultrasound dibuat dengan silikon RTV (*Room Temperature Vulcanitation*) tipe 52. Pada phantom dengan konsentrasi katalis 5% didapatkan massa jenis  $1100 \text{ kg/m}^3$  dan pada phantom dengan 2% didapatkan massa jenis  $971,875 \text{ kg/m}^3$  dengan selisih densitas relatif 11.65%. Analisis homogenitas pada kontrol kualitas pesawat ultrasonografi (USG) dapat dilakukan dengan metode *Gray Level Co-occurrence Matrix* (GLCM) dengan ekstraksi fitur energi, korelasi, kontras dan homogenitas. Nilai homogenitas untuk phantom ultrasound dengan konsentrasi katalis 5% didapatkan 0.9945 dan phantom konsentrasi katalis 2% didapatkan nilai homogenitas 0.9940 dengan selisih homogenitas relatif 0.0543% yang menggambarkan nilai homogenitas yang tinggi untuk masing-masing phantom. Pada pemindaian phantom yang terdiri dari 2 densitas didapatkan nilai homogenitas 0.9881. Phantom dengan konsentrasi katalis 2% selisih homogenitas relatif mengecil 0.648% dan pada konsentrasi katalis 5% mengecil 0.594% jika phantom terdiri dari 2 densitas yang berbeda.

## REFERENSI

- Fallo, F., Adi K., Suryono. (2014). Perancangan Model Pengukuran Jarak Menggunakan *Computer-aided* pada Kontrol Kualitas Ultrasonografi, *Berkala Fisika*, 17(1):13-20.
- Goodsitt, M. M., and Carson, P. L., Scott W., Hykes, D. L., Kofler, J. M. (1998). *Real-Time B-Mode Ultrasound Quality Control Test Procedures*. American Association of Physicist in Medicine. Report number: 065.
- Isradiati, D. F., Halide H. 2013. Analisis Efek Variasi Sudut Doppler Terhadap Indeks Velocimetry Arteri Karotis. *Manasir* 1(1): 88-94.
- Maslebu, G., Adi K., & Suryono. (2015). Effect of Changing to Maximum Visualization Depth on Diagnostic Ultrasound B-mode image. *International Journal of Applied Engineering Research*. 10(13): 33449-33452.
- Madenda, S. (2015). *Pengolahan Citra & Video Digital Teori, Aplikasi dan Pemrograman Menggunakan MATLAB*. Jakarta: Erlangga.
- Maslebu, G., Adi K., Suryono. (2016). Using Computer Aided System to Determine The Maximum Depth of Visualization of B-Mode Diagnostic Ultrasound Image. *Journal of Physics Conference Series* 694: 012052.1-5.
- Morrow, S. D., Cupp J. A., Broder J. S. (2016). Versatile, Reuseable and Inexpensive Ultrasound Phantom Procedural Trainers. *Journal of Ultrasound in Medicine* 35(4): 831-841.
- Sunone. (2011). *Tutorial for Silicon Phantom Simulating an Arm With Vessels for Ultrasound Research*. Diunduh <https://www.instructables.com/id/Tutorial-for-silicon-phantom-simulating-an-arm-wit/> tanggal 27 November 2017.
- Viera, L. S., Pavan T. Z., Junior J. E., Carneiro A. A. O. C. (2013). Paraffin-Gel Tissue-Mimicking Material for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Phantom. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 39(12): 2477-2484.
- Wang, Y., Tai B. L., Yu H., Shih A.J. (2014). Silicone-Based Tissue-Mimicking Phantom for Needle Insertion Simulation. *Journal of Medical Devices* 8(2) : 021001.1-7.