

## ANALISIS KESERAGAMAN CITRA PADA PESAWAT ULTRASONOGRAFI (USG)

Kesawa Sudarsih<sup>\*1,2</sup>, Wahyu Setia Budi<sup>3</sup> dan Suryono<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Ilmu Fisika, Universitas Diponegoro Semarang

<sup>2</sup>Lab. Program Studi DIII Teknik Rontgen Stikes Widya Husada Semarang

<sup>3</sup>Lab. Optoelektronika dan Aplikasi Laser, FSM, Universitas Diponegoro Semarang

<sup>4</sup>Lab.Instrumentasi dan Elektronika, FSM, Universitas Diponegoro Semarang

\*Korespondensi Penulis, Email: kekeyragil@gmail.com

### Abstract

The computer base system to determine uniformity of ultrasonography image quality has been developed at various attenuation(dB) and Time Gain Compensator (TGC).The equipment used in this study was 2-dimensional ultrasonic apparatus and multi-purpose multi-tissue phantom models 040GSE. Data collection was performed by scanning the phantom using a linear transducer with a frequency of 8 MHz. The mean and standard deviation of image density of it ROI calculated used computer base system then analyzed with trendline if the image density value in the range between mean and sd it means image uniform. The result shows that the uniformity of the image is influenced the value of attenuation and TGC. This value increase proportional with increasing attenuation. For greater value of the TGC the uniformity tends downward. At 45-60 dB obtained distribution image uniformity sd value is 0.20 and 0.28, and at minimum up to maximum TGC obtained distribution image uniformity sd value is 0.33 and 0.48. This value can be used for quality assurance reference of USG equipment.

**Keyword** : USG Equipment, Uniformity, Region of Interest, Digital Image Processing

### Abstrak

Telah dibuat sistem berbasis komputer yang dapat menentukan nilai keseragaman kualitas citra pada perubahan atenuasi (dB) dan Time Gain Compensator (TGC). Pesawat USG yang digunakan pada penelitian ini adalah pesawat 2 dimensi dan phantom jenis multi-purpose multi-tissue model 040GSE. Pengambilan data dilakukan dengan cara melakukan scanning phantom menggunakan transduser linier dengan frekuensi 8 MHz. Mean dan standard deviasi (sd) dari Region of Interest (ROI) densitas citra dihitung dengan sistem berbasis komputer kemudian dilakukan analisa dengan grafik apabila nilai densitas citra berada dalam range antara mean dan sd maka dikatakan citra seragam. Dari penelitian diperoleh hasil bahwa keseragaman citra dipengaruhi oleh nilai atenuasi dan TGC. Nilai tersebut memiliki kecenderungan meningkat sebanding dengan kenaikan atenuasi. Semakin besar nilai TGC maka kecenderungan penurunan keseragaman. Pada 45-60 dB diperoleh distribusi nilai keseragaman sd 0.20 dan 0.28 dan pada TGC minimum sampai maksimum diperoleh distribusi nilai keseragaman sd 0.33 dan 0.48. Nilai tersebut dapat digunakan untuk acuan jaminan mutu pesawat USG.

**Kata Kunci** : Pesawat USG, Keseragaman, Region of Interest, Pengolahan Citra Digital

### Pendahuluan

Ultrasonografi (USG) adalah teknik pencitraan diagnostik yang menggunakan ultrasonik yaitu gelombang suara dengan frekuensi melebihi kisaran pendengaran manusia dan merambat melalui suatu medium [1]. Ketika medium berupa pasien, maka interaksi gelombang dengan berbagai

jenis jaringan sebagai dasar untuk pencitraan diagnostik USG [2]. Pemeriksaan USG menguntungkan, karena bersifat non-invasif, biaya murah dan memberikan citra jaringan lunak yang lebih jelas dibandingkan foto rontgen konvensional. Beberapa keuntungan digunakan USG pada kasus persendian yaitu lebih jelas dalam

mendeteksi remathoid artitis awal pada tulang dibandingkan dengan radiografi konvensional yang baru bisa diketahui setelah terjadinya remathoid artitis [3]. Kasus pada toraks, USG lebih aman dibanding dengan pemeriksaan *computed tomography scanning* (CT Scan) dan *magnetic resonance imaging* (MRI) [4]. *Quality Control* (QC) secara berkala perlu dilakukan untuk memastikan alat ini bekerja dengan maksimal karena tingkat okupasi alat ini cukup tinggi [5]. Citra USG dapat diolah secara digital. Pada pengolahan citra digital diperlukan keseragaman citra [6]. Proses pengolahan citra digital mampu menganalisa dan memvisualisasikan gerak jaringan otak neonatal melalui pulsa aliran darah arteri dari urutan citra video USG dalam mode *brightness* untuk diagnosis selanjutnya. Analisis memiliki keuntungan mengamati pulsa amplitudo jaringan berdenyut di berbagai jaringan koronal dan sagital yang sangat memberikan kontribusi dokter anak dalam diagnosa terhadap penyakit iskemik pada bayi yang baru lahir [7]. Penerapan pengolahan citra digital pada aplikasi klinis penyakit *diffuse* hati dan kanker payudara dengan *software* Matlab mampu meningkatkan subjektifitas *ultrasound* dalam mendeteksi akurasi yang membuatnya menjadi diagnosis pada tingkat tertentu [8]. Tiga kendala besar yang sering ditemui dalam pengolahan citra digital termasuk dalam pemeriksaan USG adalah *image uniformity* (keseragaman citra), *mechanical check*, dan *image display soft/hard copy quality*. Gangguan pada keseragaman citra ini akan memunculkan artefak yang meningkatkan *false negative* dalam pemeriksaan USG [9]. Beberapa prosedur QC telah dilakukan kelompok *American Association of Physicis Medical* (AAPM) meliputi inspeksi fisik dan mekanika, *set up display monitor* dan keakurasiannya, keseragaman citra,

kedalaman penetrasi, keakurasian fotografi dan akurasi jarak. Prosedur QC pada keseragaman citra dilakukan dengan cara menscanning *phantom* dan *freeze* citra pada saat transduser bergerak. Prosedur ini dilakukan untuk menguji citra dari *streaking*. Secara visual, apabila terdapat citra *streak*, maka dilakukan pengulangan *scan* sehingga meyakinkan adanya *streak* pada citra tersebut. Indikator keseragaman citra merupakan tingkat tindakan yang disarankan perbaikan apabila ketidakseragaman citra bernilai  $\geq 4$  dB dan merupakan tingkat kerusakan apabila ketidakseragaman citra bernilai  $\geq 6$  dB [5]. Untuk itu, penelitian ini berupaya melakukan pengembangan dengan membuat *software* dalam menganalisis keseragaman citra pada pesawat USG agar keseragaman citra terkuantisasi. Dengan menganalisis keseragaman citra pada pesawat USG berarti melakukan program QC yang berefek pada pelayanan kesehatan.

### Metode Penelitian

Pengambilan data dilakukan dengan cara melakukan *scanning phantom* menggunakan transduser linier dengan frekuensi 8 MHz. Data diambil pada objek yang homogen dan objek yang tidak homogen. Data diambil kembali dengan variabel atenuasi (dB) dan *Time Gain Compensator* (TGC) karena secara visual kualitas citra dipengaruhi diantaranya kedua variabel tersebut.

Pada penelitian ini pembuatan program *Grafic User Interface* (GUI), meliputi :

- Region of Interest* (ROI).
- Convert* citra RGB menjadi *greyscale*.
- Menghitung nilai standard deviasi (sd) setiap ROI.
- Menghitung nilai rata-rata (*mean*) semua ROI pada citra.
- Menampilkan histogram.

Dari pemrograman tersebut didapatkan variasi hasil keseragaman citra. Kemudian dianalisa bagaimana nilai keseragaman citra pada objek homogen dan tidak homogen. Keseragaman citra didapat apabila sistem mampu :

- a. Menghitung nilai *mean* pada setiap ROI pada citra
- b. Menghitung nilai *sd* pada setiap ROI
- c. Menjawab pertanyaan, apabila ditarik garis lurus berada pada *range*  $mean \pm sd$ .

Artinya, apabila diluar dari *range mean*  $\pm sd$ , maka ketidakseragaman citra. Setelah didapat parameter mengenai citra seragam, maka sistem digunakan untuk menentukan nilai keseragaman citra pada variabel atenuasi (dB) dan TGC.

**Hasil dan Pembahasan**

Program *Grafic User Interface* (GUI) pada Matlab berfungsi sebagai penghubung antara *script* Matlab yang tersimpan berupa M-File dan *toolbox-toolbox* Matlab. GUI pada penelitian ini, sistem mampu *cropping* citra untuk mendapatkan ROI, menghitung nilai *sd* dan *mean*, menampilkan *greyscale* dan histogram citra.

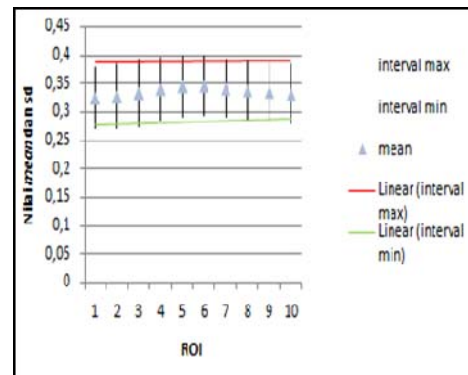
**1. Nilai Keseragaman Citra Homogen**

Dalam hal ini bulatan *phantom* dianggap sebagai objek homogen, kemudian *scan* dilakukan pada *phantom* tersebut. Hasil citra bulatan pada ROI kemudian dikomputasi dengan Matlab. Gambar 1 adalah hasil citra *scan phantom*. Masing-masing bulatan mewakili densitas citra yang kemudian dapat dihitung dengan program komputer menghasilkan nilai *mean* dan *sd*.



Gambar 1. Hasil Scan *Phantom*

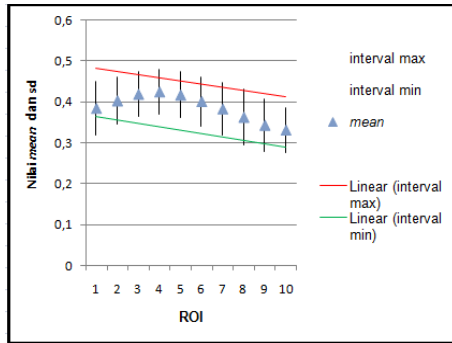
Pada grafik gambar 2 ditunjukkan bahwa pada objek homogen apabila ditarik garis didapatkan nilai keseragaman citra pada *range sd* 0.27 dan 0.39.



Gambar 2. Keseragaman Citra Homogen

**2. Nilai Ketidakseragaman Citra Tidak Homogen**

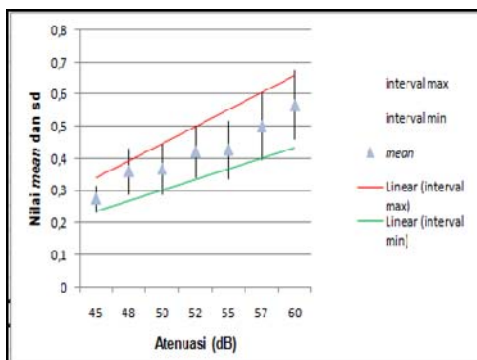
Dilakukan *scan phantom* pada daerah *background material*. Gambar 3 menunjukkan ketidakseragaman citra karena ketika ditarik garis pada grafik *range* melebar antara *sd* 0.37 sampai 0.49.



Gambar 3. Ketidakeragaman Citra Tidak Homogen

### 3. Nilai Keceragaman Citra terhadap Variabel Atenuasi (dB)

Pada variabel ini, *phantom* discan dengan variasi atenuasi 45, 48, 50, 52, 55, 57 dan 60 dB. Gambar 4 menunjukkan grafik ketidakeragaman citra terhadap variabel atenuasi (dB). Grafik cenderung naik terlihat nilai *mean* dan sd tren naik. Hal tersebut menunjukkan bahwa semakin besar nilai atenuasi (dB) semakin besar pula nilai *mean* dan sd. Hasil penelitian variabel antara 45-60 dB diperoleh distribusi nilai keceragaman untuk sd 0.20 dan 0.28.



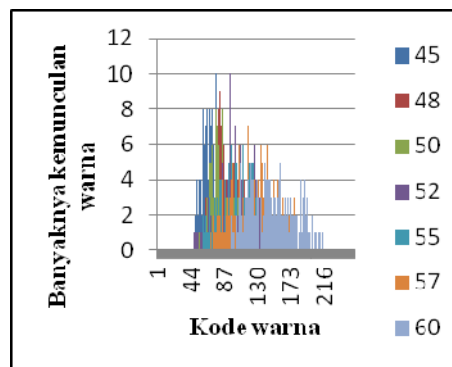
Gambar 4. Ketidakeragaman Citra terhadap Variabel Atenuasi (dB)

Atenuasi terjadi apabila berkas *ultrasound* melewati suatu medium dalam penelitian ini adalah *phantom*,

yaitu hilangnya energi akustik dalam jarak ketika merambat yang disebabkan karena *scattering* dan absorpsi oleh bahan dan jaringan tersebut. Pada penelitian ini diperoleh semakin besar nilai atenuasi maka semakin besar *range* nilai interval sdnya yang menyebabkan tren garis naik dan ketidakeragaman citra.

Pada grafik gambar 4 apabila dinyatakan dengan persamaan linier pada interval minimum adalah  $y = 0,033x + 0,200$  dan nilai  $R^2 = 0,934$ .  $R^2 = 0,934$  Artinya rumus linier tersebut mempresentasikan data interval minimum sebesar 93,4%. Persamaan linier pada interval maksimum adalah  $y = 0,053x + 0,286$  dan nilai  $R^2 = 0,957$ . Nilai  $R^2 = 0,957$  artinya rumus linier tersebut mempresentasikan data interval maksimum sebesar 95,7% sehingga bisa diketahui hasil selanjutnya.

Histogram ketidakeragaman citra terhadap variabel atenuasi (dB) ditunjukkan pada gambar 5.



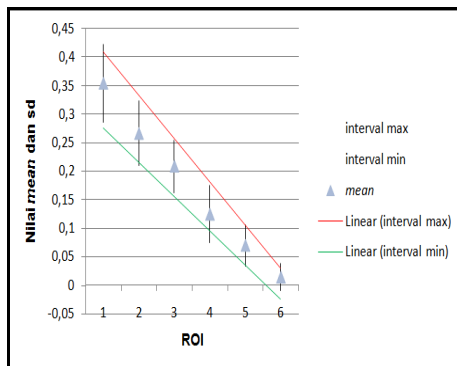
Gambar 5. Histogram Ketidakeragaman Citra terhadap Variabel Atenuasi (dB)

### 4. Nilai Keceragaman Citra terhadap Variabel TGC

Pengambilan citra dilakukan dengan menscan *phantom* dengan pengaturan variabel TGC pada posisi nol, medium dan maksimum. *Time Gain Compensator* (TGC) adalah salah satu tombol pengatur pada pesawat USG. Tombol tersebut berfungsi untuk

mendapat gambaran citra yang sama pada kedalaman berapapun. Ketika TGC diatur pada posisi ke nol maka citra yang ditampilkan adalah pada permukaan, kemudian untuk mendapatkan citra pada bagian lebih dalam, TGC dinaikkan pada posisi medium dan untuk mendapatkan citra dengan lebih dalam lagi maka TGC dinaikkan lagi hingga posisi maksimum.

Gambar 6 menunjukkan grafik ketidakeragaman citra terhadap variabel TGC. Grafik cenderung turun terlihat nilai *mean* dan *sd* tren turun. Hal tersebut menunjukkan bahwa semakin besar TGC maka semakin kecil nilai *mean* dan *sd*nya. Hal tersebut disebabkan ketika sinyal *ultrasound* diperkuat dengan menaikkan TGC maka gema balik yang didapat semakin besar. Hasil penelitian variabel TGC diperoleh distribusi nilai keseragaman citra pada *range sd* 0.33 dan 0.48.

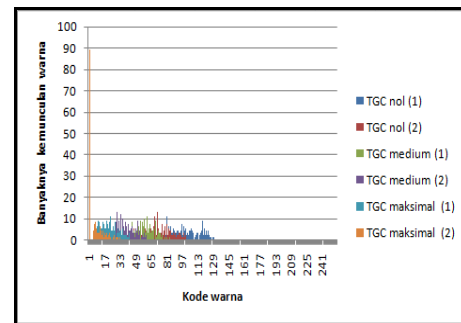


Gambar 6. Ketidakeragaman Citra terhadap Variabel TGC

Pada grafik gambar 6 apabila dinyatakan dengan persamaan linier pada interval minimum adalah  $y = -0,059x + 0,335$  dan nilai  $R^2 = 0,986$ . Nilai  $R^2=0,986$  artinya rumus linier tersebut mempresentasikan data interval minimum sebesar 98,6%. Persamaan linier pada interval maksimum adalah  $y = -0,075x + 0,485$  dan nilai  $R^2 = 0,995$ . Nilai  $R^2 = 0,995$  artinya rumus linier tersebut

mempresentasikan data interval maksimum sebesar 99,5%.

Histogram keseragaman citra terhadap variabel TGC ditunjukkan pada gambar 7. Pada gambar 7 menerangkan bahwa TGC nol (1) adalah data pada ROI ke-1, TGC nol (2) adalah data pada ROI ke-2, TGC medium (1) adalah data pada ROI ke-3, TGC medium (2) adalah data pada ROI ke-4, TGC maksimal (1) adalah data pada ROI ke-5 dan TGC maksimal (2) adalah data pada ROI ke-6.



Gambar 7. Histogram Ketidakeragaman Citra terhadap Variabel TGC

### Kesimpulan

Telah dibuat sistem yang mampu menganalisis nilai keseragaman citra. Dari penelitian diperoleh hasil bahwa keseragaman citra dipengaruhi oleh nilai atenuasi (dB) dan TGC. Nilai tersebut memiliki kecenderungan meningkat sebanding dengan kenaikan atenuasi (dB). Juga semakin besar nilai TGC maka kecenderungan penurunan keseragaman. Dari pengujian yang dilakukan pada 45-60 dB diperoleh distribusi nilai keseragaman citra *range sd* 0.20 dan 0.28. Dan dari pengujian yang dilakukan pada variabel TGC diperoleh distribusi nilai keseragaman citra *range sd* 0.33 dan 0.48. Nilai tersebut dapat digunakan untuk acuan jaminan mutu pesawat USG.

**Daftar Pustaka**

- [1] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E.M., 2002, “*The Essential Physics of Medical Imaging (second edition)*”, Lippincot William and Wilkins. Philadelphia.
- [2] Hende, W. R. and Ritenour, R. E., 2002, “*Medical Imaging Physics*”. Fourth Edition. Wiley-Liss. New York. USA.
- [3] Ostergaard, M., Bo, E., Marcin S., 2005, “*Imaging in Early Rheumatoid Arthritis:roles of Magnetic Resonance Imaging, Ultrasonography, Conventional Radiography and Computed Tomography*”, *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, Vol. 19, no.I, pp. 91-116
- [4] Lyanda, A., Antariksa, B ., dan Syahrudin, E., 2001, “*Ultrasonografi Toraks*”, *J Respir Indo* Vol 31 No 1, P. 38- 43.
- [5] 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*”, *Med. Phys.* 25 .8., August, P. 1385-1406.
- [6] Zdero, R., Fenton, P.V., and Bryant J. T., 2002, “*A Digital Image Analysis Method for Diagnostic Ultrasound Calibration*”, 2002, *Ultrasonics*. Oct;39(10):695-702.
- [7] Islam, M. M., Mohiuddin A., 2011, “*Visualization of pulsation Amplitude in B-mode Cranial Ultrasound Images*” , *International journal of Video & Image Processing and Network Security IJVIPNS-IJENS*, Vol: 11 No: 03) 1332).
- [8] Yi, W., Wang, Y., Zhao, B., 2004, “*Analysis of Ultrasonography*”, *International Congress Series* 1274, p.109-115.
- [9] Zeng, L., 2004, “*Photoacoustic and Ultrasonic Coimage with a Linear Transducer Array*”, *Opt. Lett.* Vol: 29 ISS. 15, Aug .