

PENGARUH GAIN TERHADAP FWHM DAN FWTM PADA CITRA B-MODE ULTRASONOGRAM (USG)

*Ria Amitasari**, *Suryono dan Kusworo Adi*

Jurusan Fisika, Universitas Diponegoro, Semarang

**Korespondensi Penulis, Email: ria_amitasari@st.fisika.undip.ac.id*

Abstract

The effect of gain to The Width at Half Maximum (FWHM) and Full Width at Tenth Maximum (FWTM) on B-mode image ultrasonogram (USG) has been investigated. The aim of this research is to determine the effect of gain on the spatial resolution according the measurements of FWHM and FWTM. The evaluated resolution type is axial and lateral. This research used phantom multipurpose multi tissue with gain (30 dB, 35 dB, 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB and 60 dB) on frequency variation source 6,2 Mhz, 8 MHz dan 10MHz. The axial and lateral resolution images were obtained by using USG which uses B-Mode imaging. The measurement was made by using digital image and calculated objectively with MATLAB. The measurement of FWHM and FWTM was obtained from IP-PSF analysis (In Plane-Point Spread Function) using approximation for the Gaussian function. The result shows that there is influence from gain on FWHM and FWTM. The decreasing gain resulted in decreasing of FWHM and FWTM. The decreasing of FWHM and FWTM represents better spatial resolution, and vice versa.

Keywords: *FWHM, Gain, Point Spread Function, Spatial resolution, USG,*

Abstrak

Pengaruh gain terhadap Width at Half Maximum (FWHM) dan Full Width at Tenth Maximum (FWTM) pada citra B-Mode ultrasonogram (USG) telah dilakukan. Penelitian ini bertujuan agar dapat mengetahui pengaruh gain terhadap resolusi spasial berdasarkan pengukuran FWHM dan FWTM. Tipe resolusi spasial yang dievaluasi adalah resolusi aksial dan lateral. Penelitian ini menggunakan phantom multipurpose multi tissue dengan variasi pengujian yaitu variasi Gain (30 dB, 35 dB, 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB dan 60 dB) pada frekuensi sumber 6,2 MHz, 8 MHz dan 10 MHz. Citra resolusi aksial dan lateral phantom diperoleh menggunakan ultrasonogram (USG) melalui pencitraan B-Mode. Pengukuran dibuat menggunakan citra digital dan dihitung dengan cara objektif menggunakan analisis citra melalui perangkat lunak MATLAB. Pengukuran FWHM dan FWTM diperoleh melalui analisis In Plane-Point Spread Function (IP-PSF) menggunakan pendekatan fungsi Gaussian. Hasil penelitian menunjukkan adanya pengaruh Gain terhadap FWHM dan FWTM. Gain yang semakin kecil menghasilkan penurunan FWHM dan FWTM. FWHM dan FWTM yang semakin kecil merepresentasikan resolusi spasial yang semakin baik, begitu pula sebaliknya.

Kata kunci: *FWHM, Gain, Point Spread Function, Resolusi Spasial, USG,*

Pendahuluan

Beberapa literatur menunjukkan bahwa kualitas citra USG biasanya diukur dengan menggunakan parameter QC USG antara lain: pemeriksaan fisik dan mekanik *hardcopy* dan monitor kesesuaian, keseragaman citra, kedalaman visualisasi, akurasi jarak vertikal dan horizontal,

persepsi objek *anechoic*, resolusi spasial (resolusi aksial dan resolusi lateral) dan *dead zone*^[1-9]. Kebijakan yang ada masih terfokus pada alat diagnostik yang menghasilkan radiasi pengion yaitu Keputusan Menteri Kesehatan (KMK) nomor 1250 tahun 2009. Hal ini

mengakibatkan, banyak pesawat USG yang digunakan tanpa dilakukannya QC USG.

Beberapa penelitian menunjukkan melalui QC USG, diperoleh salah satunya indikasi citra USG yang tidak lolos uji resolusi spasial yang dapat mempengaruhi kualitas citra^[8,10,11]. Salah satunya adalah parameter resolusi spasial yang diperoleh dari *scanning* aksial dan lateral. Resolusi spasial sebagai salah satu parameter yang mempengaruhi kualitas citra ini bertujuan agar USG tetap mempunyai kemampuan yang tinggi dalam membedakan citra dua dimensi, sehingga memberikan informasi citra internal obyek yang akurat untuk informasi interpretasi [1].

Salah satu cara untuk mengukur kualitas resolusi spasial dengan cara pengukuran FWHM dan FWTM pada citra resolusi aksial dan lateral. Namun alat USG tidak dilengkapi alat ukur tersebut^[1]. Penelitian sebelumnya^[7] telah mampu membuat perangkat lunak penganalisis parameter kontrol kualitas citra yang salah satunya adalah resolusi spasial melalui pengukuran FWHM dan FWTM menggunakan metode *In Plane Point Spread Function* (IP-PSF) melalui pendekatan Fungsi Gaussian yang kemudian diberi nama metode IP-PSF^[7]. Pengaturan peningkatan resolusi dapat digunakan untuk mendeteksi kasus massa yang tidak teraba atau mammografi yang tidak tervisualisasi atau *micro-calcifications* pada kanker payudara^[12]. Dalam penelitian sebelumnya^[7] belum dilakukan penelitian pengaruh gain terhadap resolusi spasial. Maka, penelitian ini menggunakan metode IP-PSF melalui pendekatan Fungsi Gaussian untuk mengukur FWHM dan FWTM pada citra hasil *scanning phantom multi purpose multi tissue* berdasarkan variasi gain (30 dB, 35 dB, 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB dan 60 dB) pada frekuensi sumber 6,2 MHz, 8MHz dan 10 MHz. Pengukuran FWHM dan FWTM juga dapat digunakan sebagai hasil uji kelayakan resolusi aksial dan lateral pada pesawat USG yang digunakan berdasarkan

Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1.

Metode Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Rumah Sakit Nasional Universitas Diponegoro Semarang menggunakan perangkat USG bermerk Siemens dengan Model/ Tipe Acuson X 300 dan menggunakan transduser linier VF10-5 dengan *bandwidth* frekuensi pada pada 5-10 MHz, dimana yang tersedia pada alat 6,2 MHz, 8 MHz dan 10 MHz. Objek pengujian yang digunakan yaitu *Phantom Multi-Purpose Multi-Tissue Ultrasound* merk CIRS dengan model 040GSE. Bahan *background phantom* terbuat dari *Zerdine, solid elastic water-based polymer*. Kecepatan gelombang ultrasonik melewati bahan *background phantom* adalah 1540 m/s \pm 10 m/s sedangkan bahan target untuk pengujian adalah nilon berupa monofilamen/ batang berdiameter 80 mikron (0.08 mm). Untuk target pengujian resolusi ada tiga pilihan kedalaman yaitu pada kedalaman yaitu 3 cm, 6.5 cm dan 10 cm. Namun yang digunakan dalam penelitian ini hanya sekumpulan target pengujian pada kedalaman 3 cm, karena memperoleh tampilan yang jelas saat menggunakan transduser linier.

Ketika melakukan *scanning* terhadap *phantom*, permukaan *phantom* harus diberi *Ultrasound Transmission Gel*. Gel tersebut bertujuan sebagai pelumas dan media kopling/konduktor energi yang memungkinkan gelombang energi ultrasonik untuk ditransmisikan secara bebas dari transduser menuju *phantom* maupun sebaliknya. Tanpa adanya gel, gelombang ultrasonik tidak dapat ditransmisikan karena udara akan memantulkan hampir 100%. Prosedur yang dilakukan dalam penelitian ini terdiri dari *scanning phantom* USG, pembuatan sistem pengukuran FWHM dan FWTM, evaluasi resolusi spasial secara aksial dan lateral, evaluasi uji kelayakan citra USG serta analisis data dan kesimpulan.

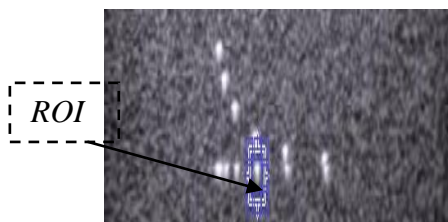
Gain merupakan pengaturan tingkat kecerahan pada mesin Acuson X 300 tersedia 0-60 dB dengan kenaikan 1 dB. Namun, yang digunakan sebagai variabel penelitian dimulai dari 30 dB, 35 dB, 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB, 60 dB. Proses scanning citra dilakukan pada frekuensi 10 MHz. Hal ini dikarenakan apabila terlalu rendah gain yang digunakan, sekumpulan target yang diteliti tidak dapat terlihat sehingga dimulai dari 30 dB. Target pengujian resolusi aksial dan lateral pada *Multi-Purpose Multi Tissue Ultrasound Phantom* CIRS model 040GSE terbuat dari batang nilon berukuran 80 mikron. Target pengujian merupakan objek yang kecil sehingga untuk memperoleh nilai FWHM dan FWTM menggunakan distribusi Gaussian.

Gelombang ultrasonik ketika mengenai celah sempit mengakibatkan hamburan yang mengakibatkan adanya sebaran titik. Distribusi Gaussian terbentuk ketika kesalahan acak akibat hamburan digabungkan sehingga nampak ketidakjelasan untuk menentukan batas target dengan *background*^[13]. Pada pencitraan resolusi spasial pada USG sering didekatkan pada fungsi Gaussian. Hal ini dibenarkan karena profil distribusi Gaussian sesuai profil distribusi *grey level* yang dihasilkan oleh gelombang ultrasonik hasil pantulan balik dan identik dengan profil berkas transduser yang menghasilkan *Continuous Wave (CW)* pada saat berada pada frekuensi pusat^[7,14]. Model Gaussian dianggap memadai untuk memperkirakan FWHM ketika secara keseluruhan fungsi penyebaran adalah hasil dari beberapa komponen fungsi penyebaran.

Fungsi sebaran titik suatu sistem dinyatakan dalam PSF memiliki kaitan matematis dengan *Line Spread Function (LSF)*. Secara eksperimen, LSF dapat ditentukan dengan melakukan pencitraan pada celah yang dibuat sempit. Akan tetapi eksperimen dengan kondisi obyek celah

sempit tersebut sulit untuk dilakukan^[15]. *Scanning* dari batang nilon yang berukuran kecil ini tidak memungkinkan untuk digunakan LSF sehingga dilakukan analisis PSF secara langsung terhadap citra *scanning* target kecil langsung dari output pesawat untuk memperoleh nilai FWHM dan FWTM sebagai indikator kualitas resolusi spasial. Penentuan PSF tanpa perlu menggunakan LSF diadopsi dengan istilah metode *In Plane-Point Spread Function (IP-PSF)*^[7]. Target pengujian resolusi aksial/ lateral yang tampil pada citra kemudian diukur menggunakan MATLAB sehingga diperoleh data kuantitatif berupa nilai FWHM (mm) dan nilai FWTM (mm). Dari nilai FWHM dan FWTM baik pada citra aksial dan lateral dengan variasi frekuensi sumber dan gain dapat ditentukan data kualitatif resolusi spasial pada citra hasil *scanning* USG dari mesin ACUSON X 300 sehingga resolusi spasial citra terevaluasi.

Untuk mengukur FWHM dan FWTM dalam satuan mm diperlukan konversi. Konversi ini diperoleh dengan cara *cropping* untuk menentukan *Region of Interest (ROI)* di daerah *ruler scale* pada ukuran misalnya 1 cm sehingga dapat diukur jumlah *pixel* yang ada dalam 1cm. Pengukuran resolusi citra sehingga diperoleh nilai konversi data *pixel* ke jarak atau lebar dalam mm. Pengukuran dilakukan sebanyak 10 kali pengulangan. Kemudian melakukan *cropping* kembali untuk menentukan *Region of Interest (ROI)* pada satu target resolusi aksial/ lateral untuk mengukur nilai FWHM dan FWTM. Nilai FWHM dan FWTM ini merepresentasikan kualitas resolusi spasial. Pengukuran pada masing-masing citra sebanyak lima kali pengulangan. Kemudian dilakukan analisis pengaruh perubahan gain terhadap nilai FWHM dan FWTM pada citra resolusi aksial dan lateral. Hasil *scanning phantom* dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1 Citra hasil *scanning phantom*

Uji kelayakan citra USG berdasarkan parameter resolusi aksial dan lateral dapat dilakukan menggunakan pengukuran FWHM dan FWTM. Kualitas resolusi spasial yang berasal dari resolusi aksial dan lateral dari hasil pengukuran nilai FWHM dan FWTM pada citra resolusi aksial dan lateral akan dievaluasi menggunakan *Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1*. Aturan ini digunakan karena di Indonesia belum ada aturan standar tentang QC USG dan peraturan APPM sudah menjadi protokol uji standar untuk menentukan kualitas citra USG di Amerika Serikat.

Hasil Pembahasan

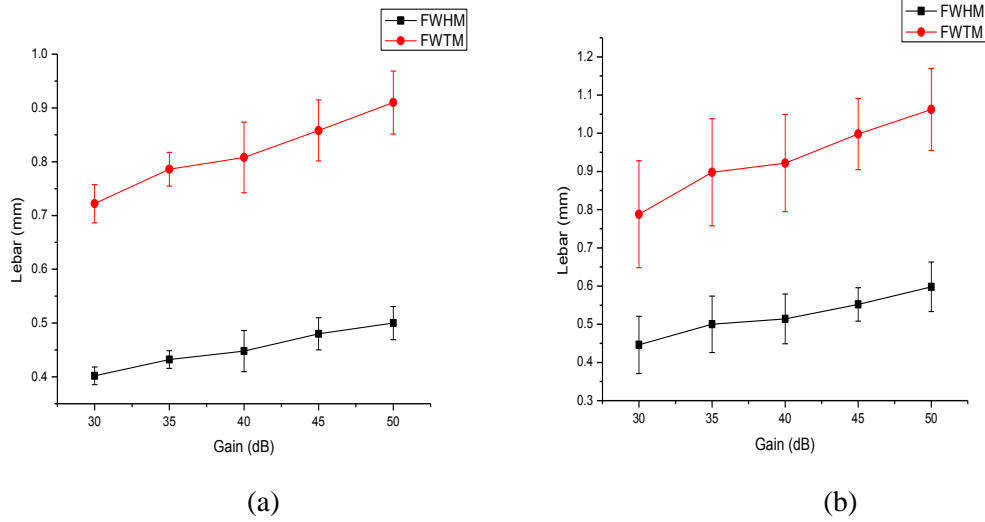
Pengukuran FWHM dan FWTM dilakukan pada masing-masing citra sebanyak sebanyak lima kali pengukuran kemudian dilakukan perhitungan nilai rata-rata. Kemudian dilakukan analisis pengaruh gain (dB) terhadap nilai FWHM dan FWTM untuk citra resolusi aksial dan lateral. Gain merupakan pengaturan tingkat kecerahan citra sehingga objek yang tampil pada layar USG tampak jelas^[16]. Penelitian ini, seharusnya menganalisis citra dengan variasi gain 30 dB, 35 dB, 40 dB, 45 dB, 50 dB, 55 dB, 60 dB. Namun citra dengan variasi 55 dB dan 60 dB tidak dianalisis dikarenakan hamburan terhadap medium *background* lebih besar daripada pantulan gelombang ultrasonik ke batang nilon^[7]. Hal ini karena citra yang berukuran kecil

ini menerima sinyal gelombang ultrasonik melalui amplifikasi gain yang terlalu tinggi. Sehingga sistem pengukuran FWHM dan FWTM tidak bisa menghitung pada kondisi tersebut.

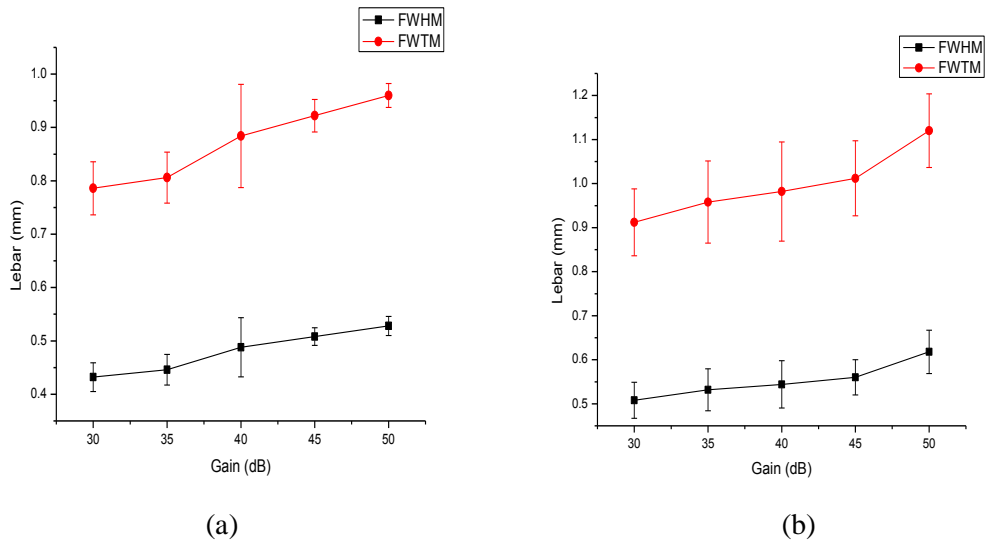
Penggunaan gain berpengaruh pada penerimaan amplifikasi sinyal gelombang ultrasonik. Penurunan gain menyebabkan citra semakin gelap dan detail objek pada citra tertutupi, sementara kenaikan gain menyebabkan citra semakin putih sehingga gain berpengaruh pada kualitas penetrasi/visualisasi objek. TGC akan mengubah gain sedemikian sehingga citra memiliki tingkat kecerahan sama sehingga penetrasi menjadi lebih baik^[17].

Gain yang tinggi akan menunjukkan tingkat pencahayaan yang tinggi di sekitar citra sehingga pengaturan gain tinggi tidak cocok untuk mengakusisi gambar secara optimal^[18]. Kesulitan sistem dalam mengukur FWHM dan FWTM pada kasus citra dengan gain 55 dB dan 60 dB merupakan akibat dari pengaturan gain yang terlalu tinggi.

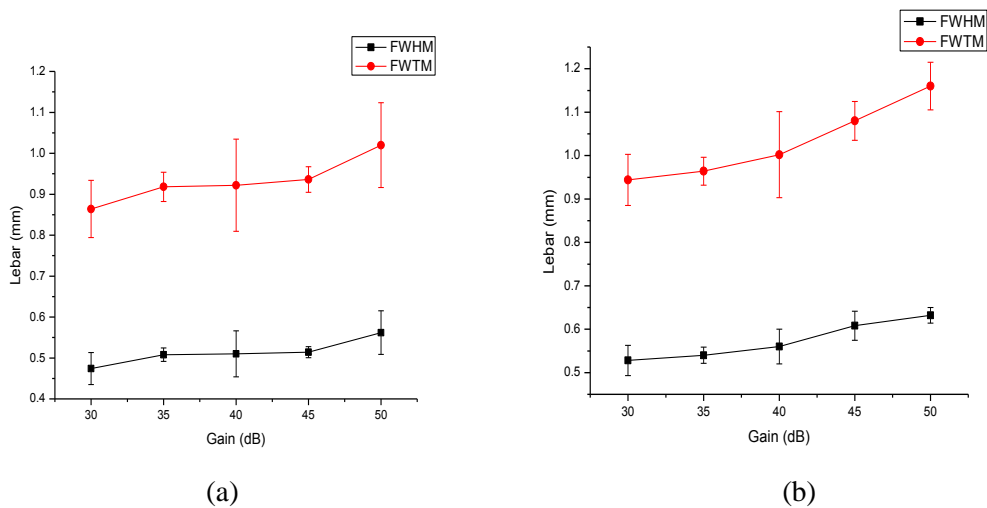
Gambar 2 menunjukkan bahwa citra yang dihasilkan transduser dengan frekuensi 10 MHz menghasilkan nilai FWHM dan FWTM semakin besar seiring dengan bertambahnya nilai gain yang diberikan. Seperti halnya pada citra 10 MHz, pada gambar 3 menunjukkan bahwa citra yang dihasilkan transduser dengan frekuensi 8 MHz, nilai FWHM dan FWTM memiliki kecenderungan semakin besar seiring dengan bertambahnya nilai gain yang diberikan. Pola yang sama juga terjadi pada hasil pengukuran pada citra yang dihasilkan transduser dengan frekuensi 6,2 MHz dimana nilai FWHM dan FWTM memiliki kecenderungan semakin besar seiring dengan bertambahnya nilai gain yang diberikan seperti pada Gambar 5.



Gambar 2 Grafik Pengaruh Gain (dB) terhadap FWHM dan FWTM pada Frekuensi 10 MHz pada Citra Resolusi (a) Aksial dan (b) Lateral



Gambar 3 Grafik Pengaruh Gain (dB) terhadap FWHM dan FWTM pada Frekuensi 8 MHz pada Citra Resolusi (a) Aksial dan (b) Lateral



Gambar 4 Grafik Pengaruh Gain (dB) terhadap FWHM dan FWTM pada Frekuensi 6.2 MHz pada Citra Resolusi (a) Aksial dan (b) Lateral

Resolusi spasial direpresentasikan dari lebar setengah puncak dari lebar berkas USG yang dihasilkan pantulan balik gelombang ultrasonik. Hal ini sesuai dengan referensi bahwa peningkatan gain akan meningkatkan lebar berkas USG yang dibuktikan dengan peningkatan FWHM dan FWTM sehingga merepresentasikan turunnya resolusi spasial (Allen, 1999; Backer dkk., 2011; Myers dan Clough, 2014). Selama pengukuran FWHM dan FWTM menggunakan sistem, menghasilkan standar deviasi pengukuran yang berkisar dari 0.013 mm s/d 0.127 mm. Adanya faktor hamburan mengakibatkan penetrasi target berkurang dan mempengaruhi proses *cropping* ROI sehingga menyebabkan tingginya standar deviasi yang diperoleh.

Uji kelayakan citra USG berdasarkan parameter resolusi aksial dan lateral diperoleh melalui perhitungan FWHM dan FWTM. Perhitungan rata-rata FWHM dan FWTM pada resolusi aksial diperoleh nilai ≤ 1 mm. Hal ini sesuai dengan aturan AAPM untuk transduser yang memiliki frekuensi pusat yang lebih besar dari 4 MHz untuk parameter resolusi aksial. Perhitungan rata-rata FWHM dan FWTM

pada resolusi aksial lateral diperoleh nilai $FWHM \leq 0,8$ mm dan $FWTM \leq 1,5$ mm. Hal ini sesuai dengan aturan AAPM untuk uji parameter resolusi lateral pada frekuensi transduser ≥ 5 MHz dengan kedalaman 4 cm. Data tersebut ditunjukkan oleh Tabel 4.2. Berdasarkan uji parameter resolusi aksial dan lateral menggunakan perhitungan nilai FWHM -FWTM melalui analisis IP-PSF pendekatan distribusi Gaussian dan validasi menggunakan aturan standar AAPM yaitu *Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1* dihasilkan evaluasi bahwa pesawat USG masih layak digunakan.

Kesimpulan

Dari hasil penelitian tentang evaluasi resolusi spasial (resolusi aksial dan lateral) melalui pengukuran nilai FWHM dan FWTM pada citra *B-Mode* menggunakan metode *In Plane Point Spread Function* (IP-PSF) dengan pendekatan distribusi Gaussian bahwa penurunan *setting* gain dapat menyebabkan penurunan FWHM dan FWTM yang merepresentasikan naiknya resolusi spasial. Begitu pula sebaliknya. Kualitas citra USG yang diuji memenuhi kualifikasi uji parameter resolusi

spasial berdasarkan aturan standar *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM). Pada uji resolusi aksial diperoleh FWHM (0.4821 ± 0.030) mm dan FWTM. (0.873 ± 0.057) mm dan pada uji resolusi lateral menggunakan frekuensi transduser ≥ 5 MHz dengan kedalaman 3 cm diperoleh FWHM (0.549 ± 0.047) mm dan FWTM (0.987 ± 0.09) mm.

Ucapan Terima Kasih

Penelitian ini didanai oleh Lembaga Pengelola Dana Pendidikan (LPDP), Kementerian Keuangan Republik Indonesia melalui beasiswa tesis tahun 2014. Tim peneliti mengucapkan terimakasih kepada semua pihak yang telah membantu terlaksana dan kelancaran penelitian ini.

Daftar Pustaka

- [1] Goodsitt, M.M., Carson P.L., Witt S., Hykes D.L., Kofler J.J.M., 1998, Real-time B-mode Ultrasound Quality Control Test Procedures, *Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1 Medical Physics*, 25, 1395-1398.
- [2] Dudley, N. dan Griffith, K, (2001), A Review of Two Alternative Ultrasound Quality Assurance Programmes, *European Journal of Ultrasound*, 12, 233-245.
- [3] Wijk, M.C.V. dan Thijssen, J.M., 2002, Performance Testing of Medical Ultrasound Equipment Fundamental and Harmonic Modes, *Ultrasonics*; 40, 585-91.
- [4] Tradup, D. J., Hangiandreou, N. J., Taubel, J. P., (2003), Comparison of Ultrasound Quality Assurance Phantom Measurements from Matched and Mixed Scanner Transducer Combinations, *American College of Medical Physics*, 4, 239-247.
- [5] Browne, J. E., Watson, A. J., Gibson, N. M., Dudley, N. J., & Elliott, A. T., 2004, Objective Measurements of Image Quality, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 30, 229-237.
- [6] Thijssen, J.M., Wijk, M.C.V., Cuypers, M.H.M., 2002, Performance Testing of Medical Echo/ Doppler Equipment, *European Journal of Ultrasound*, 15, 151-64.
- [7] Thijssen, J.M., Weijers, G., Korte, C.L.D., 2007, Objective Performance Testing and Quality Assurance of Medical Ultrasound Equipment, *Ultrasound in Medicine and Biogyl*, 33, 460-471.
- [8] Sipila, O., Mannila, V., Vartiainen, E., 2011, Quality Assurance in Diagnostic Ultrasound, *European Journal of Radiology*, 80, 519-525.
- [9] Smith, R., 2014, The Design Construction and Testing of A Hermetically Sealed Breast Platform for Dual Modality Mammography, *Tesis*, Department of Human Biology, Faculty of Health Sciences, University of Cape Town, Rondebosch.
- [10] Lu, Z.F., 2004, Annual Meeting AAPM - Quality Assurance of Ultrasound Imagers in Diagnostics, *American Association in Physicist Medicine*, <http://www.aapm.org/meetings/04AM/pdf/14-2314-25357.pdf>, 27 Juli 2004, diakses 7 Juni 2014.
- [11] Choi J.I., Jung S.E., Kim P.N., Cha S.H., Jun J.K., Lee H.Y., Park E.C., 2014, Quality Assurance in Ultrasound Screening for Hepatocellular Carcinoma Using a Standardized Phantom and Standard Clinical Images: A 3-Year National Investigation in Korea, *Journal of Ultrasound in Medicine*, 33, 985-995.
- [12] Zhou, Y., 2013, Ultrasound Diagnosis of Breast Cancer, *Journal*

- of Medical Imaging and Health Informatics*, 3, 1-14.
- [13] Smith, S.W., 1999, *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing Second Edition*, California Technical Publishing, California.
- [14] Kossof, G., 1979, Analysis of Focusing Action of Spherically Curved Transducers, *Ultrasound Medical Biology*, 5, 359-365.
- [15] Harms, A.A. dan Wyman, D.R., 1986, *Mathematics and Physics of Neutron Radiography*, Reidel Publishing Company, Dordrecht.
- [16] Chan, V. dan Perlas, A, 2011, *Basics of Ultrasound Imaging. In Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management. Narouze, SN(ed) pp13-19*, Springer-Verlag, Inc., New york.
- [17] Zidan, F.M.A, Hefny, A.F., Corr, P., 2011, Clinical Ultrasound Physics, *Journal of Emergencies, Trauma and Shock*, 4, 501-503.
- [18] Backer, D., Cholley, B.P., Slama, M., Baron, A.V., Vignon, P., 2011, *Hemodynamic Monitoring Using Echocardiography in the Critically III*, Springer-Verlag, Inc., Berlin Heidelberg.
- [19] Allen, N.M., 1999, *Diagnostic Medical Sonography -A Guide Technical/Practise: Echocardiography Second Edition*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [20] Myers, K. dan Clough, A. M., 2014, *Practical Vascular Ultrasound: An Illustrated Guide*, CRC press, Bota Raton.