

Analisis Resolusi Spasial Citra Ultrasonografi (USG) pada Arah Tangensial Radiasi Citra menggunakan Phantom Berbasis Silicon Rubber

Victory Immanuel Ratar, Surya Suryasatriya Trihandaru, dan Giner Maslebu*
Fisika, Fakultas Sains Dan Matematika, Universitas Kristen Satya Wacana
Jl. Diponegoro 52-60, Salatiga, 50711

Intisari

Ultrasonografi (USG) cukup banyak digunakan dalam *imaging diagnostic*, oleh karena itu kontrol kualitas dari citra USG menjadi hal yang penting, salah satu parameternya terkait resolusi spasial. Resolusi spasial dapat dianalisis dengan menghitung jarak antar objek terdekat pada arah tangensial citra USG. Citra yang dihasilkan dari transduser dengan jenis *curved array* akan menghasilkan citra yang berbentuk seperti potongan lingkaran dan koordinat objek yang dihasilkan dari transduser dengan jenis ini tidak dalam sistem koordinat kartesian karena menyesuaikan dengan permukaan dari transduser, sehingga perlu dilakukan transformasi dengan pendekatan persamaan lingkaran untuk dapat mengukur jarak antar objek pada arah tangensial. Penelitian dilakukan menggunakan pesawat USG 3D merk *Mindray* model: DP-10 dengan transduser model: 35C50EB, serta instrumen phantom yang berasal dari campuran *silicon rubber* 99 ml dan katalis 1 ml. Akuisisi data diambil pada frekuensi 4,5 MHz, *gain* sebesar 168 dB, dan *depth* sebesar 3,3 cm. Setelah dilakukan transformasi menggunakan pendekatan persamaan lingkaran, didapati hasil pengukuran objek pada daerah A sebesar $(0,85 \pm 0,01)$ cm, daerah B sebesar $(0,62 \pm 0,07)$ cm, dan daerah C sebesar $(0,48 \pm 0,06)$ cm. Nilai-nilai yang didapatkan tersebut masih memenuhi standar yang ditetapkan *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM).

Abstract

Ultrasound is widely used in diagnostic imaging, therefore quality control (QC) of ultrasound images is important. One of the QC parameters is a spatial resolution that can be analyzed by calculating the distance between two nearby objects in the tangential direction of radiation. The image that is produced by the curved array transducer will produce a circular shaped image and the coordinates of the object are in the cartesian coordinate system because it adapts to the surface of the transducer. The image must be transformed with a circle equation approach to calculate the distance between two nearby objects. This study was using a Mindray 3D ultrasound model: DP-10 with transducer model: 35C50EB, and phantom instruments made from a mixture of 99 ml silicon rubber and 1 ml catalyst. The acquisition data used a fixed frequency of 4.5 MHz, fixed-gain of 168 dB, and fixed depth of 3,3 cm. The result found that the measurement of objects in A area was (0.85 ± 0.01) cm, B area was (0.62 ± 0.07) cm, and C area was (0.48 ± 0.06) cm. The values obtained still meet the standards set by *American Association of Physicist in Medicine* (AAPM).

Keywords: quality control; silicon rubber; tangential spatial resolution; ultrasound.

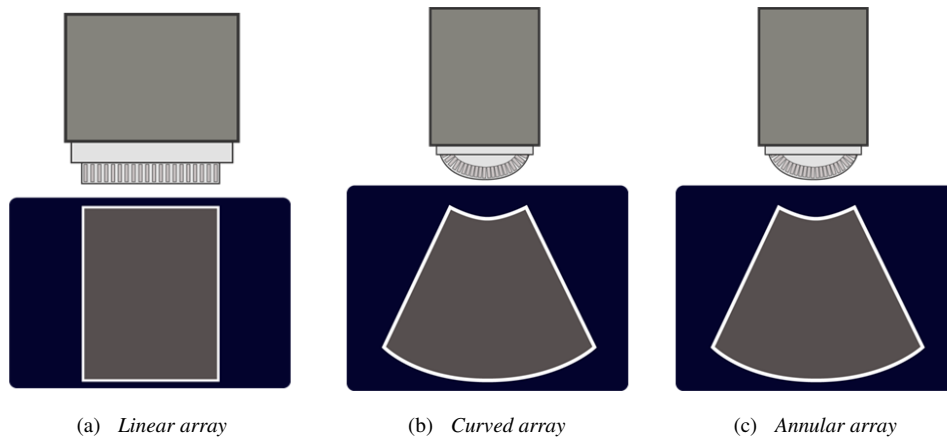
*Corresponding author: giner.maslebu@staff.uksw.edu

<http://dx.doi.org/10.12962/j24604682.v16i1.4287>
2460-4682 ©Departemen Fisika, FSAD-ITS

I. PENDAHULUAN

Ultrasonografi (USG) termasuk dalam jenis pelayanan *imaging diagnostic* yang bersifat non-invasif sehingga tidak menyakitkan. Selain itu, pemeriksaan USG tersedia secara luas, mudah digunakan, lebih murah daripada metode pencitraan lainnya, dan relatif aman karena tidak menggunakan radiasi pengion [1]. Dengan beberapa kelebihan tersebut tentunya kualitas citra menjadi faktor yang penting dalam hal pemanfaatan USG, oleh karena itu perlunya dilakukan uji kontrol kualitas dari USG, salah satunya terkait resolusi spasial.

Resolusi spasial mengacu pada kemampuan melihat detail terkecil. Secara sederhana, resolusi spasial berhubungan dengan seberapa kecil sebuah objek dapat dilihat pada sistem pencitraan tertentu [2]. Detail kecil pada citra USG akan sulit sekali dianalisis menggunakan mata manusia karena berada pada orde pixel (elemen terkecil gambar), sehingga dengan keterbatasan itu diperlukan suatu metode yang dapat dijadikan sebagai instrumen menganalisis resolusi spasial. Belum adanya penelitian sebelumnya yang secara khusus dilakukan untuk membuat suatu metode terkait proses analisis dari resolusi spasial hasil citra USG.



Gambar 1: Tipe transduser berdasarkan jenis array (diambil dari <http://www.examrefresh.com/transducer-arrays/>).

Citra pada USG bergantung pada transduser yang digunakan. Berdasarkan jenis *transducer arrays* secara garis besar dapat dibedakan menjadi tiga, yaitu *linear array*, *curved array*, dan *annular array* [3], seperti ditunjukkan Gambar 1.

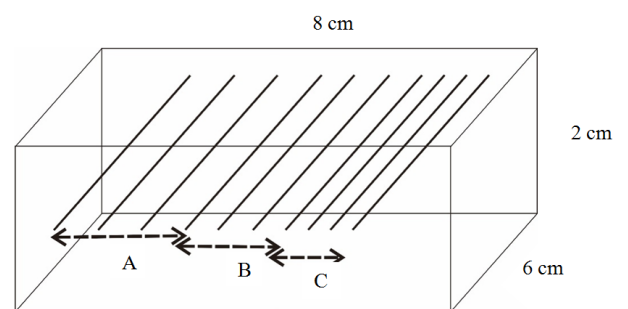
Pada penelitian ini dibahas transduser dengan jenis *curved array*, dimana pada transduser jenis ini akan menghasilkan citra yang memiliki bentuk seperti Gambar 1(b). Sistem koordinat pixel gambar objek yang dihasilkan dari transduser dengan jenis ini tidak dalam sistem koordinat kartesian karena menyesuaikan dengan permukaan dari transduser. Hal ini berdampak pada proses analisis resolusi spasial yang tidak dapat dilakukan dengan proses perhitungan secara sederhana, dengan kata lain perlu dilakukan transformasi citra tersebut menjadi koordinat kartesian agar lebih mudah dalam menganalisis resolusi spasial.

Untuk melakukan uji kontrol kualitas diperlukan instrumen yaitu *phantom ultrasound*. *Phantom ultrasound* pada umumnya memiliki harga yang cukup mahal sehingga tidak banyak tersedia untuk keperluan kegiatan belajar. Oleh karena itu diperlukan *home made ultrasound phantom* yang terjangkau, tahan lama, dan dapat digunakan lagi.

Beberapa penelitian sebelumnya telah dibuat *phantom ultrasound* dengan berbahan dasar gelatin, agar, gel parafin dan *silicon rubber*. Pada *phantom* berbahan dasar agar dan gelatin tidak dapat bertahan lama sehingga tidak dapat digunakan untuk jangka panjang, selain itu pada *phantom* dengan bahan dasar gelatin membutuhkan *refrigerator* dalam proses pembuatannya [4] dan *phantom* dengan berbahan dasar gel parafin sulit dalam mengubah kecepatan suara dari material yang digunakan [5]. Pada *phantom* dengan berbahan dasar *silicon rubber* memiliki keuntungan lebih tahan lama, dapat digunakan lagi dan aman digunakan [6].

II. METODOLOGI

Penelitian ini menggunakan pesawat USG 3D merk *Min-dray* model: DP-10 dengan transduser model: 35C50EB. Instrumen yang digunakan untuk melakukan analisis resolusi spasial adalah *phantom* sederhana yang terbuat dari campuran

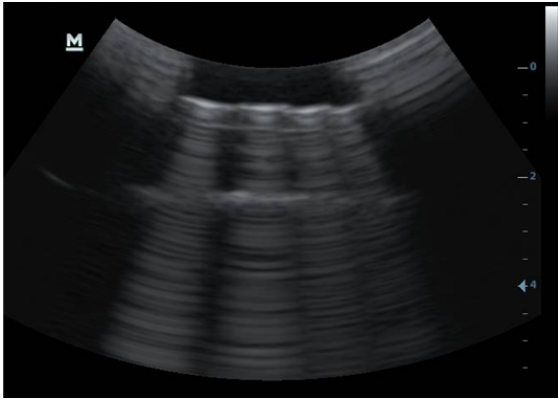


Gambar 2: Desain *phantom* berisi objek berupa susunan paku berdiameter 2 mm dengan jarak antar paku di daerah (A) 9 mm, di daerah (B) 6 mm, di daerah (C) 4,5 mm.

silicon rubber dan katalis. Proses analisis lebih lanjut menggunakan komputer dengan *software* pengolah citra. Desain *phantom* ditunjukkan pada Gambar 2.

Tahapan untuk menganalisis resolusi spasial dimulai dengan dilakukannya *scanning phantom* dengan adanya pengaturan *depth* dan *gain*. *Depth* merupakan salah satu *tools* pada mesin USG yang berfungsi mengubah bidang gambar yang ditampilkan dalam peningkatan gradasi satu sentimeter. Menambah kedalaman akan mengurangi resolusi gambar. Pada kedalaman yang lebih tinggi, transduser perlu menempuh jarak yang lebih jauh, oleh karena itu laju bingkai dan resolusi keduanya lebih rendah, sedangkan *gain* merupakan *tools* yang digunakan untuk menyesuaikan kecerahan keseluruhan dari gambar *ultrasound real-time* (B-mode). Perubahan pada *gain* dapat membuat gambar yang terlalu gelap menjadi lebih terang atau sebaliknya, sehingga dapat dilihat perbedaan tekstur yang halus.

Selanjutnya dilakukan *image processing* dari citra hasil USG yang di dapat. Citra hasil USG dibaca menggunakan komputer yang telah ter-install *software* pengolah citra dimana format citra dari RGB diubah menjadi *grayscale*. Tahap terakhir yaitu perhitungan resolusi spasial dan jarak antar objek dilakukan dengan pendekatan persamaan lingkaran.



Gambar 3: Hasil citra USG untuk daerah B.

$$f(x,y) \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix}$$

Gambar 4: Sistem koordinat pixel.

III. HASIL DAN DISKUSI

Penelitian ini awalnya dilakukan dengan terlebih dahulu membuat *phantom* sederhana yang terbuat dari bahan *silicon rubber*. Beberapa sample *phantom* telah dibuat dengan variasi konsentrasi katalis. Objek dapat nampak saat dilakukan *scanning* seperti pada Gambar 3, digunakan campuran katalis 1% dari total campuran volume. *Phantom* yang digunakan sebagai instrumen untuk mendapatkan data berasal dari campuran 99 ml *silicon rubber* dan 1 ml katalis.

Tahapan dalam analisis dimulai dengan *processing image*, dimana gambar asli dari hasil citra USG yang berformat RGB diubah menjadi *grayscale*. Hal ini bertujuan untuk membuat warna gambar berada pada rentang hitam dan putih atau dalam aras keabuan disebut sebagai biner, agar lebih memudahkan untuk dapat membedakan antara *background* dan objek yang diamati.

Sebuah gambar didefinisikan dalam fungsi 2-dimensi $f(x, y)$, dengan x dan y adalah koordinat spasial dan amplitudo f di (x, y) tertentu, atau biasa disebut *graylevel*. Dalam pemrosesan gambar, gambar ini diwakili oleh pixel (elemen gambar) matriks $M \times N$ dengan sistem koordinat ditunjukkan pada

Gambar 4 [1].

Proses analisis resolusi spasial dilakukan salah satunya dengan mengukur jarak antar objek yang berdekatan. Berdasarkan desain *phantom* yang dibuat, susunan antar objek berada pada kedalaman yang sama dengan perbedaan jarak berada pada arah horisontal. Setelah dilakukan *scanning*, citra objek yang dihasilkan menunjukkan susunan objek berada pada lintasan yang melengkung. Oleh karena itu, perlu digunakan pendekatan persamaan lingkaran untuk dapat menghitung resolusi spasial arah tangensial dari citra USG tersebut.

Perlu diketahui terlebih dahulu dimana letak pusat lingkaran menggunakan pendekatan persamaan lingkaran. Ditunjukkan pada Gambar 5, bahwa bentuk dari hasil citra USG menyerupai potongan dari sebuah lingkaran. Dengan menggunakan beberapa titik acuan, pusat lingkaran tersebut dapat diketahui.

Persamaan lingkaran dengan pusat $P(a,b)$ dan jari-jari(r):

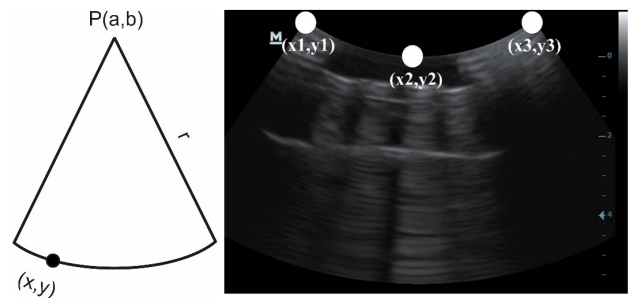
$$r^2 = (x - a)^2 + (y - b)^2 \tag{1}$$

Perhitungan nilai koordinat dari pusat lingkaran tersebut membutuhkan minimal tiga titik acuan dari gambar hasil citra yang memiliki jarak dengan pusat(jari-jari) sama besar. Pemilihan titik acuan ditunjukkan pada Gambar 4. Dari ketiga titik acuan tersebut akan didapatkan persamaan:

$$r^2 = (x_1 - a)^2 + (y_1 - b)^2 \tag{2}$$

$$r^2 = (x_2 - a)^2 + (y_2 - b)^2 \tag{3}$$

$$r^2 = (x_3 - a)^2 + (y_3 - b)^2 \tag{4}$$

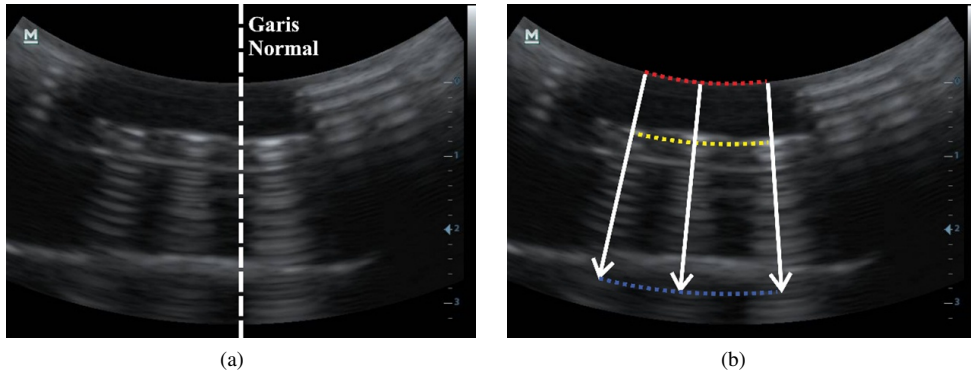


Gambar 5: Pendekatan persamaan lingkaran pada citra USG.

Dengan menggunakan metode substitusi akan dihasilkan persamaan baru untuk menemukan titik pusat (a,b) :

$$a = \frac{(x_2)^2 - (x_1)^2 + (y_2)^2 - (y_1)^2 - 2b(y_2 - y_1)}{2(x_2 - x_1)} \tag{5}$$

$$b = \frac{[(x_2)^2 - (x_1)^2 + (y_2)^2 - (y_1)^2] - \frac{x_2 - x_1}{x_3 - x_1} [(x_3)^2 - (x_1)^2 + (y_3)^2 - (y_1)^2]}{2[(y_2 - y_1) - (\frac{x_2 - x_1}{x_3 - x_1})(y_3 - y_2)]} \tag{6}$$



Gambar 6: (a.) Citra objek yang berhasil di-scanning (b.) Perbedaan panjang area pada arah radial objek.

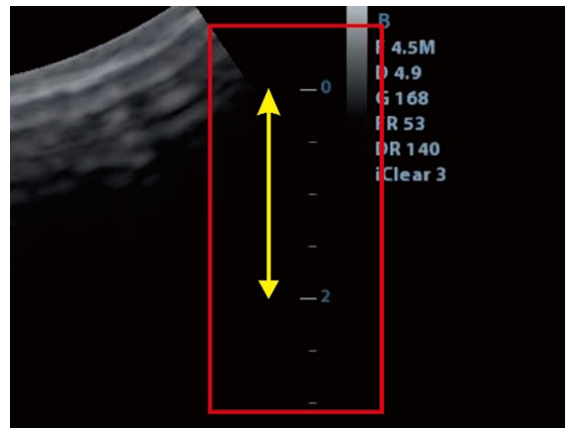
Setelah mendapatkan nilai titik pusat a dan b , dapat dihitung besar jari-jari (r) dari lingkaran tersebut dengan memasukkan nilai keduanya pada Pers.(2), (3), atau (4). Sebagai contoh, dalam Gambar 6(a) ditunjukkan citra dari sebaran tiga objek yang berhasil di-scanning dengan parameter frekuensi 4,5 MHz, *depth* 3,3 cm, dan *gain* 168 dB. Pada Gambar 6(b) ditunjukkan pada arah radial dari tiap objek tersebut, terdapat tiga area yang dilalui. Daerah 1 menunjukkan area sebaran objek jika dilihat dari permukaan *phantom*, sedangkan daerah 3 biru menunjukkan sebaran objek jika dilihat pada area yang lebih dalam dari area objek sebenarnya. Panjang busur K pada permukaan *phantom* diberikan oleh:

$$K = \frac{\theta}{360} \times 2\pi R \tag{7}$$

Berdasarkan Pers.(7) panjang busur akan sebanding dengan jari-jari, sehingga semakin dalam areanya (semakin besar jari-jarinya) akan terdapat penambahan jumlah pixel dari panjang busur. Meskipun jumlah pixel pada tiap-tiap panjang busur berbeda, akan tetapi dalam penginterpretasian citra, daerah 1, 2, dan 3 harus menunjukkan panjang yang sama sebagai ukuran jarak objek pada kondisi nyata. Hal itu membuat proses analisis resolusi spasial arah tangensial citra USG tidak dapat langsung dilakukan dengan menghitung seberapa banyak jumlah pixel antara satu objek dengan objek yang berdekatan, perlu dilakukan proses transformasi.

Terdapat satu variabel yang konstan meskipun terdapat perbedaan jumlah pixel untuk masing-masing panjang busur pada jari-jari tertentu, yaitu sudut yang dibentuk antara masing-masing objek dengan garis normal. Nilai sudut ini dapat digunakan sebagai pendekatan dalam menentukan nilai acuan perhitungan jarak antar objek. Pada citra USG sudah terdapat skala yang menunjukkan panjang area tertentu pada citra yang mewakili panjang pada kondisi nyata (dalam centimeter). Sebagai contoh, dalam Gambar 7 ditunjukkan area sepanjang panah kuning mewakili panjang 2 cm pada ukuran sebenarnya. Diasumsikan panjang dari skala itu sama dengan panjang pada busur di permukaan *phantom*, karena pada permukaan *phantom* yang dimungkinkan memiliki jumlah pixel yang sama dengan panjang skala yang diketahui.

Pendekatan sudut untuk mendapatkan besar acuan (k) de-



Gambar 7: Skala pada hasil citra USG.

ngan skala acuan (dalam cm) dihitung dengan persamaan:

$$k = \frac{SA}{r} \tag{8}$$

dengan r adalah radius ke permukaan (dalam pixel) dan didapatkan dari informasi acuan yang terdapat pada citra USG seperti yang ditunjukkan Gambar 8. Nilai dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$SA = y_{a1} - y_{a2} \tag{9}$$

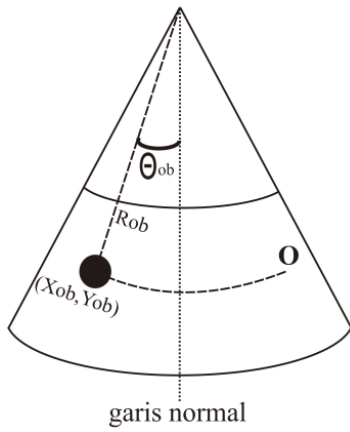
Perhitungan jarak antar objek dilakukan dengan *scanning* area di arah tangensial radiasi, yaitu dengan menentukan terlebih dahulu posisi radial objek dan sudutnya dengan persamaan:

$$R_{ob}^2 = (x_{ob} - a)^2 + (y_{ob} - b)^2 \tag{10}$$

$$\tan^{-1}\theta_{ob} = \frac{x_{ob} - a}{y_{ob} - b} \tag{11}$$

kemudian dilakukan proses *scanning* objek yang tersebar sepanjang area busur O . Untuk menghitung posisi objek sebenarnya (S_{ob}) dalam cm, digunakan persamaan:

$$S_{ob}^2 = \frac{\theta_{ob}}{k} \tag{12}$$



Gambar 8: Area scanning objek.

TABEL I: Nilai hasil perhitungan.

Daerah objek	$S_{ob}(cm)$	$JS^*(cm)$	σ	σSE
A	0,85	0,90	0,30	0,01
B	0,62	0,60	0,25	0,07
C	0,48	0,45	0,15	0,06

*Jarak antar objek sebenarnya pada *phantom*

kemudian didapatkan grafik yang menunjukkan hubungan antara intensitas dan posisi objek, seperti ditunjukkan pada Gambar 9, bahwa jarak antar puncak adalah jarak antar objek sebenarnya.

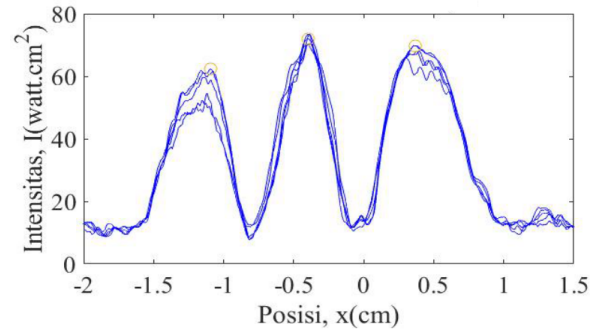
Berdasarkan grafik yang dihasilkan, dapat ditentukan dua nilai. Pertama nilai jarak antar obyek dengan menghitung jarak antar puncak tertinggi dan yang kedua nilai standar deviasi σ , dimana nilainya sebanding dengan setengah dari lebar spektrum (ℓ).

$$\sigma \approx \frac{\ell}{2} \quad (13)$$

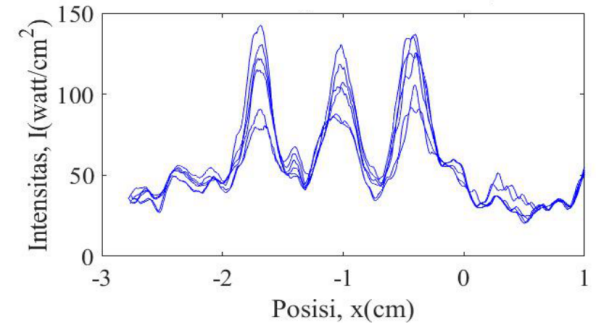
$$SE = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (14)$$

Pada daerah A, B, dan C dilakukan *scanning* area sebanyak 10 kali, sehingga $n = 10$. Lebar spektrum yang dihasilkan cukup besar dikarenakan diameter dari obyek sebenarnya (dalam hal ini sebagai lebar obyek) berada pada orde mm, dimana orde ini sama dengan orde jarak antar obyek.

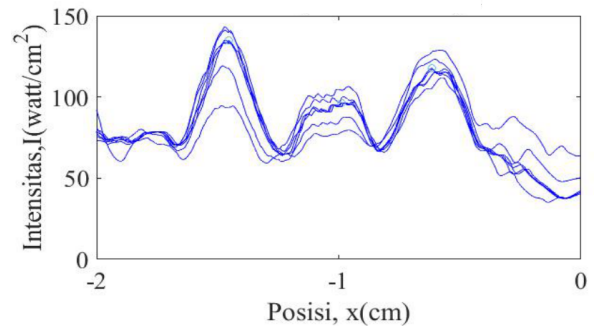
Hasil dari perhitungan jarak antar objek untuk tiap daerah berdasarkan grafik yang diperoleh ditunjukkan Tabel I. Berdasarkan Tabel I, untuk masing-masing daerah dilakukan 10 kali *scanning*, didapatkan nilai standar deviasi untuk daerah A sebesar 0,30, daerah B sebesar 0,25, dan daerah C sebesar 0,15. Untuk daerah A memiliki standar *error* sebesar 0,01, daerah B sebesar 0,07, dan daerah C sebesar 0,06. Berdasarkan standar *error* yang didapatkan, perhitungan jarak antar objek untuk daerah A sebesar $(0,85 \pm 0,01)$ cm, daerah B sebesar $(0,62 \pm 0,07)$ cm, dan daerah C sebesar $(0,48 \pm 0,06)$ cm.



(a) Daerah A



(b) Daerah B



(c) Daerah C

Gambar 9: Grafik jarak antar objek.

IV. SIMPULAN

Berdasarkan hasil yang didapat, campuran *silicon rubber* 99 ml dan katalis 1ml dapat digunakan sebagai *phantom* sederhana untuk melakukan uji kontrol kualitas USG dalam hal resolusi spasial dengan menghitung jarak antar objek yang berada pada arah tangensial dari radiasi menggantikan *phantom* buatan pabrik. Pendekatan persamaan lingkaran dapat digunakan untuk melakukan transformasi hasil citra USG melalui perhitungan sebaran obyek pada arah tangensial radiasi dengan hasil perhitungan daerah A sebesar $(0,85 \pm 0,01)$ cm dari posisi sebenarnya 0,90 cm, daerah B sebesar $(0,62 \pm 0,07)$ cm dari posisi sebenarnya 0,60 cm, dan daerah C sebesar $(0,48 \pm 0,06)$ cm dari posisi sebenarnya 0,45 cm.

-
- [1] G. Maslebu, K. Adi, and Suryono, "Using computer aided system to determine the maximum depth of visualization of B-Mode diagnostic ultrasound image", *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 694, no. 1, pp. 012052, 2016.
- [2] M. Mahesh, "The Essential Physics of Medical Imaging", Third Edition, *Med. Phys.*, vol. 40, no. 7, pp. 077301, 2013.
- [3] B.A.J. Angelsen, H. Torp, S. Holm, K. Kristoffersen, and T.A. Whittingham, "Which transducer array is best?", *Eur. J. Ultrasound*, vol. 2, no. 2, pp. 151164, Apr. 1995.
- [4] D.S. Morrow, J.A. Cupp, and J.S. Broder, "Versatile, Reusable, and Inexpensive Ultrasound Phantom Procedural Trainers", *J. Ultrasound Med.*, vol. 35, no. 4, pp. 831841, 2016.
- [5] S.L. Vieira, T.Z. Pavan, J.E. Junior, and A.A.O. Carneiro, "Paraffin-Gel Tissue-Mimicking Material for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Phantom", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 39, no. 12, pp. 24772484, Dec. 2013.
- [6] Y. Wang, B.L. Tai, H. Yu, and A.J. Shih, "Silicone-Based Tissue-Mimicking Phantom for Needle Insertion Simulation", *J. Med. Devices*, vol. 8, no. 2, pp. 021001-1:0210017, Mar. 2014.
- [7] M.M. Goodsitt, P.L. Carson, S. Witt, D.L. Hykes, and J.M. Kofler, "Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures", Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1, *Med. Phys.*, vol. 25, no. 8, pp. 13851406, Oct. 1998.