

PENGEMBANGAN SISTEM BERBASIS KOMPUTER UNTUK KALIBRASI, AKUISISI, DAN REKONSTRUKSI DAN VISUALISASI DATA USG 3-DIMENSI

Pratondo Busono¹, Rian Hariadi², dan Mitra Jamal²

¹Bidang Teknologi Rekayasa Biomedika,

Pusat Pengkajian dan Penerapan Teknologi Farmasi dan Medika-BPPT

Gedung II BPPT, Lt.15, Jl. MH Thamrin No.8, Jakarta; E-mail:

²Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Bandung

Jl. Ganesha No.10, Bandung

ABSTRAKSI

Scanner USG merupakan modalitas pencitraan yang sangat populer dan banyak dipakai untuk membantu diagnosa penyakit. Kelebihan modalitas USG dibanding dengan modalitas lainnya seperti CT, MRI maupun Radiografi X-ray adalah non-invasif, tidak menggunakan radiasi pengion, memiliki kemampuan dalam mendeteksi secara real time, serta harganya yang kompetitif. Scanner USG 2-dimensi yang banyak dipakai di rumah sakit memiliki beberapa keterbatasan mengingat bahwa anatomi obyek yang discan adalah 3-dimensi.

Dalam kurun dasawarsa terakhir, peneliti dan perusahaan komersial yang bergerak dalam bidang pencitraan medis lebih banyak memfokuskan penelitiannya dalam mengembangkan sistem yang dapat digunakan untuk rekonstruksi dan visualisasi citra USG 3-dimensi dari data USG. Upaya tersebut telah membuahkan hasil, yakni scanner USG 3-dimensi telah diproduksi secara komersial walaupun dengan harga yang relatif masih mahal. Penelitian dan pengembangan masih terus dilakukan terutama yang terkait dengan sistem akuisisi data, piranti pemroses elektronik dan pengembangan perangkat lunak.

Dalam penelitian ini telah dikembangkan sistem yang dapat digunakan untuk akuisisi, kalibrasi, pemrosesan, rekonstruksi dan visualisasi data USG-3 dimensi. Sistem ini terdiri dari scanner USG 2-dimensi, electromagnetic spatial locator, computer yang dilengkapi dengan frame grabber dan perangkat lunak untuk pemroses, rekonstruksi dan visualisasi data USG-3 dimensi. Hasil awal penelitian disajikan pada bagian akhir dari paper ini.

Kata kunci: ultrasound imaging, 3D ultrasound, calibration, and tracking .

1. PENDAHULUAN

Scanner USG 2-dimensi merupakan salah satu alat pencitraan medis yang banyak digunakan di rumah sakit-rumah sakit di seluruh pelosok Indonesia. Alat tersebut begitu populer karena kemampuannya dalam mendeteksi secara real time dan harganya yang relative terjangkau sehingga dapat dibeli oleh rumah sakit, poliklinik maupun dokter dengan kemampuan keuangan yang terbatas. Dalam beberapa hal, USG 2-dimensi memberikan beberapa keuntungan, akan tetapi banyak pula keterbatasan yang dijumpai dalam penggunaan USG 2-dimensi tersebut mengingat anatomi obyek yang discan adalah 3 dimensi. Keterbatasan tersebut adalah dalam hal pengukuran volume yang tidak dapat dilakukan secara akurat dan beberapa *scan view* yang tidak dapat diperoleh dengan cara konvensional [1]. Kegunaan pengembangan USG 3-dimensi adalah untuk mengatasi permasalahan yang ada dalam USG 2-dimensi tersebut.

Pada kurun sepuluh tahun terakhir, penelitian pencitraan modalitas USG lebih banyak difokuskan pada pengembangan scanner USG 3-dimensi. Upaya ini dilakukan untuk mengatasi kendala-kendala yang dihadapi dalam penggunaan scanner USG 2-dimensi. Upaya tersebut telah membuahkan hasil, yakni scanner USG 3-dimensi telah diproduksi secara komersial walaupun dengan harga yang relatif masih mahal. Penelitian dan pengembangan

masih terus dilakukan terutama yang terkait dengan sistem akuisisi data, piranti pemroses elektronik dan pengembangan perangkat lunak [2].

Pencitraan dengan USG 3-dimensi dapat dibagi dalam beberapa tahapan: akuisisi citra, pemrosesan, rekonstruksi dan visualisasi. Akuisisi citra merupakan tahapan yang cukup penting karena proses ini sangat menentukan hasil akhir. Oleh karena itu beberapa methoda telah dikembangkan, yakni sistem akuisisi manual (*freehand acquisition system*), sistem mekanis dan sistem dengan probe 3-dimensi [2]. Untuk memperoleh citra 3-dimensi dari organ tubuh manusia, idealnya memang menggunakan probe dengan *2D phased array elements*. Akan tetapi, probe tersebut masih relative mahal dan masih banyak pula yang ada dalam tahapan uji coba. Beberapa permasalahan teknis yang terkait dengan pengembangan probe 2-dimensi tersebut, seperti interaksi antar elemen transduser, permasalahan *interface*, dan permasalahan elektronik yang kompleks, masih dalam subjek penelitian. Teknik akuisisi dengan sistem mekanis, citra USG 3-dimensi diperoleh dengan menggerakkan probe secara linear, putar dan dengan berkas ultrasonik berbentuk fan, sehingga dihasilkan serentetan citra dari organ tubuh pasien. Tetapi cara ini mempunyai banyak kendala seperti keterbatasan derajat kebebasan. Cara lain yakni dengan manual (*free-hand data acquisition system*). Dengan

menggunakan metoda ini, maka citra USG 2-dimensi dengan berbagai posisi maupun orientasi dapat diperoleh.

Dalam penelitian ini telah dikembangkan sistem berbasis komputer untuk akuisisi, kalibrasi, pemrosesan, rekonstruksi dan visualisasi data USG 3-dimensi. Akuisisi data digunakan cara manual (*free hand acquisition method*), dimana *electromagnetic spatial locator* dipasang pada probe USG, sehingga akuisisi citra dapat dilakukan untuk berbagai posisi dan orientasi.

2. BAHAN DAN METODA

Sistem USG 3-dimensi yang dikembangkan seperti yang terlihat pada Gambar 1, terdiri dari 3 bagian utama: piranti penentu posisi (*electromagnetic spatial locator*), scanner USG 2-D dan komputer yang telah dilengkapi *frame grabber* dan perangkat lunak untuk kalibrasi, akuisisi, rekonstruksi dan visualisasi data USG. Posisi maupun orientasi dari probe USG dalam ruang 3-D direkam dengan sistem penentu posisi berbasis elektromagnetik (*electromagnetic spatial locator*, Patriot-Polhemus) yang memberikan data posisi dan orientasi probe USG dalam ruang 3-dimensi. Bagian penerima (*receiver*) dari Patriot-Polhemus dipasang pada probe USG sedangkan bagian pemancarnya (*transmitter*) dipasang pada lokasi tertentu. Keduanya terhubung ke kotak kendali Patriot-Polhemus sebelum diransfer ke personal komputer melalui port USB atau port serial RS-232. Sebelum digunakan posisi keduanya dikalibrasi terlebih dahulu.



Gambar 1. Sistem berbasis komputer untuk kalibrasi, akuisisi, pemrosesan, rekonstruksi, dan visualisasi data USG 3-dimensi

Dalam penelitian ini scanner USG yang digunakan adalah merk Fukuda, model UF-3500 dengan probe berfrekuensi tengah (3.5 MHz). Sebuah *video capture card* (FlashBus Spectrim Lite produk Integral Technology, Germany) dipasang pada komputer dan digunakan untuk digitisasi citra USG 2-D. Selama proses akuisisi data, informasi posisi dari probe USG dan citra digital direkam secara simultan dengan menggunakan perangkat lunak yang diprogram dalam bahasa Visual C++ dan OpenGL. Perangkat lunak yang dikembangkan

merupakan modifikasi dari perangkat lunak Stradx dan Slicer [11,12]. Perangkat lunak tersebut dilengkapi dengan modul untuk kalibrasi, pemrosesan sinyal atau citra, rekonstruksi, dan visualisasi. Antara modul kalibrasi dan modul-modul lainnya masih belum tersambung dengan baik.

2.1 Kalibrasi

Kalibrasi yang perlu dilakukan untuk sistem pencitraan USG 3 dimensi adalah kalibrasi spasial (*spatial calibration*). Kalibrasi spasial dilakukan untuk menghitung matrik transformasi ${}^R T_P$ antara bidang citra (P) dan posisi sensor dari *electromagnetic spatial locator* yang dipasang pada probe USG (R). Penghitungan dilakukan seakurat mungkin, idealnya dalam order kesalahan seperti yang dimiliki *spatial locator*. Kegunaan dari matrik transformasi ini memudahkan kita untuk memposisikan letak pixel pada bidang citra kedalam sistem koordinat ruang 3 dimensi.

Ada banyak metoda yang dapat digunakan untuk kalibrasi tersebut [4,7] seperti menggunakan *cross-wire phantom* yang digunakan oleh Detmer et al., dimana dua benang katun dibentangkan dan disilangkan satu sama lain didalam tempat yang berisi air [3].



Gambar 2. Citra Phantom untuk kalibrasi

Boctor et al [8] mengembangkan metoda kalibrasi, terutama pemakaian phantom yang harganya murah, mudah dibuat, mudah discan dan banyak menghasilkan titik data. Pemrosesan datanya dilakukan secara semi otomatis.

Pada penelitian ini, kalibrasi spasial dilakukan dengan menggunakan phantom kalibrasi yang terbuat dari bahan polyurethane (Multipurpose phantom, Model 539, produk ATS Laboratories, Bridgeport, CT, USA). Phantom kalibrasi membantu kita dalam menentukan transformasi dengan memberikan titik-titik dalam ruang yang dimunculkan dalam citra ultrasonografi seperti yang terlihat pada Gambar 2, dimana jarak antar reflektor (titik putih) adalah 1 cm dan 2 cm. Informasi jarak tersebut tercantum pada dinding phantom. Jumlah permukaan scan ada 4, permukaan atas, bawah, dan 2 permukaan samping. Ada 3 matrik transformasi yang perlu ditentukan: (1) matriks ${}^R T_P$ adalah transformasi dari sistem koordinat citra B-scan ke sistem koordinat receiver, (2) matriks ${}^T T_R$ adalah transformasi dari sistem koordinat receiver R ke

transmitter T dan frame receiver, dan (3) matrik ${}^C T_T$ antara transformasi dari system koordinat transmitter ke sistem koordinat phantom. Persamaan kalibrasi dinyatakan dengan [8],

$$C_{\bar{x}} = {}^C T_T {}^T T_R {}^R T_P P_{\bar{x}} \quad (1)$$

dimana C adalah sistem koordinat pada phantom dan P adalah sistem koordinat pada citra *pixel*. Dari persamaan (1), maka koordinat untuk setiap *pixel* dinyatakan pertama dalam sistem koordinat receiver R , kemudian ke transmitter dan selanjutnya ke volume rekonstruksi C .

Dalam proses kalibrasi, probe USG digerakan perlahan untuk menscan obyek yang ada dalam phantom. Jika obyek dalam phantom tersebut telah ditampilkan, citra obyek, dan data yang terkait dengan posisi serta orientasi yang dihasilkan dari sensor selanjutnya direkam. Untuk setiap percobaan, direkam 30 citra yang discan dari berbagai arah. Perlu ditandai pula posisi tengah dari masing masing citra (penanda posisi tengah citra). Dari persamaan 1, posisi penanda dalam bidang citra, serta informasi posisi dan orientasi yang dibaca dari sensor spasial, transformasi koordinat dari 3 parameter translasi (t_x, t_y, t_z), dan 3 parameter rotasi (α, β, γ) dari bidang citra dihitung dengan menggunakan algorithm nonlinear Levenberg-Marquardt [2].

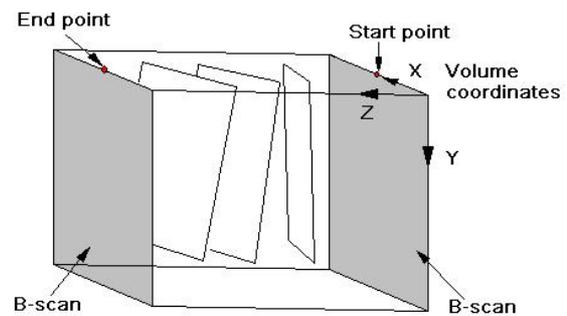
2.2 Akuisisi Data

Sebelum proses pengambilan data dilakukan, maka terlebih dahulu perlu didefinisikan daerah yang akan discan. Pendefinisian tersebut digunakan untuk menentukan 2 bidang acuan (posisi awal dan posisi akhir dari daerah yang akan discan, seperti yang terlihat pada Gambar 3), dimana bidang acuan ini untuk menentukan sistem koordinat volume untuk proses rekonstruksi. Dengan menggunakan ke dua bidang acuan tersebut, perangkat lunak akan mengkonstruksi volume kubik dengan lebar maupun tinggi sama dengan yang dimiliki oleh citra. Adapun panjang dari kubus tersebut sama dengan jarak antara titik tengah atas kedua bidang acuan tersebut. Sumbu z dari volume didefinisikan dengan menghitung vector dari titik awal ke titik akhir. Sedangkan sumbu- x dan sumbu- y dari volume diturunkan dari koordinat-koordinat kedua bidang acuan yang direkam pada posisi awal dan sumbu- z yang didefinisikan. Probe selanjutnya digerakkan dalam daerah yang telah didefinisikan dan seluruh citra yang terletak dalam daerah tersebut digunakan untuk merekonstruksi volume. Selama proses scanning, citra ditampilkan dalam layar monitor beserta orientasi maupun posisinya.

Peralatan USG yang banyak dipakai di rumah sakit-rumah sakit, umumnya mempunyai kualitas citra yang buruk, oleh karena itu pemrosesan ulang perlu dilakukan. Untuk meningkatkan kualitas citra, data yang dihasilkan dari USG diproses ulang dengan menggunakan metoda median filter (3 x 3 *pixel*).

2.3 Rekonstruksi 3D

Data 3D disusun dari irisan citra ultrasonografi 2D. Proses ini dilakukan dengan menggunakan transformasi dari setiap *pixel* dalam irisan 2D ke lokasi terkait dalam ruang 3D berdasarkan atas informasi posisi dan orientasi yang diberikan oleh *spatial locator*. Irisan citra tersebut mempunyai posisi dan orientasi yang acak dalam ruang 2-D.



Gambar 3. Konstruksi sistem koordinat volume dan sekumpulan irisan citra USG [2].

Secara matematis, data 3D dapat dinyatakan dengan sebuah fungsi $f(x,y,z)$. Permukaan obyek selanjutnya secara implicit dapat dinyatakan sebagai sekumpulan titik-titik (x,y,z) , dengan $f(x,y,z)$ adalah intensitas echo pada titik-titik tersebut. Representasi eksplisit dalam bentuk sekumpulan polygon dapat pula dilakukan dengan menggunakan algoritma Marching Cubes [5,6]

Secara lebih formal, dengan nilai-nilai fungsi f_i diberikan pada N titik $X_i(x_i, y_i, z_i)$, cari fungsi $f(x,y,z)$ sehingga $f(x_i, y_i, z_i) = f_i$ untuk $i=1, \dots, N$. Selanjutnya permukaan akan diekstrak bila nilai $f(x,y,z)$ sama dengan nilai intensitas echo pada batas organ. Interpolasi dengan fungsi basis radial digunakan untuk mendekati $f(x,y,z)$ [9]

Misal sekumpulan titik-titik dalam ruang 3D, $x_i = 1, \dots, N$, mempunyai intensitas p_i . Ide dasar dari interpolasi dengan fungsi basis radial adalah mencari spline $S(x)$ yang pas dan semulus mungkin dengan titik-titik data. Spline S biasanya dinyatakan dengan [9]

$$S(x) = t(x) + \sum_{i=1}^N \lambda_i R(|x_i, x_i|) \quad (2)$$

dimana $t(x)$ adalah polynomial orde rendah yang biasa disebut *trend function*, dan $R(x, x_i)$ adalah fungsi basis radial, dan x_i adalah pusat dari fungsi basis radial.

Proses berikutnya adalah memotong (trim) *pixel-pixel* yang melebihi batas permukaan. Proses ini tidak memerlukan akurasi tinggi. Batas permukaan ini dicirikan dengan gradient intensitas yang besar. Setelah bobot dari fungsi basis radial dihitung, maka langkah berikutnya adalah membuat permukaan sepanjang *pixel-pixel* dengan yang mempunyai nilai intensitas sama.

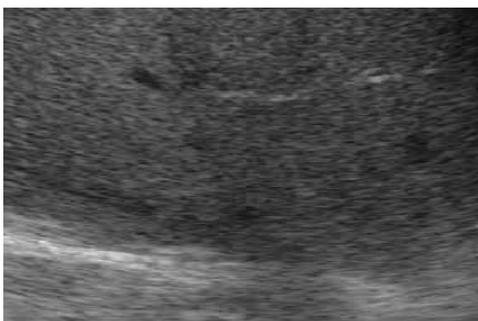
3. HASIL

Sistem yang telah dikembangkan diuji coba dengan menggunakan kalibrasi phantom dan organ tubuh manusia. Hasil kalibrasi dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Hasil pengukuran akurasi rekonstruksi

	<i>Jarak reflector (1 cm)</i>	<i>Jarak reflector (2 cm)</i>
Mean (mm)	-0.1468	0.1036
STD (mm)	1.0789	1.9045

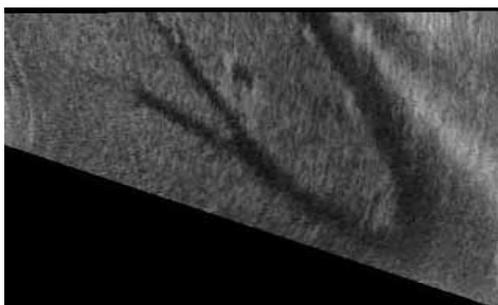
Tabel 1 berisi bilangan untuk menyatakan akurasi rekonstruksi, nilai rata-rata (*mean value*), dan simpangan baku. Nilai rata-rata (*mean value*) adalah rata-rata perbedaan antara jarak sebenarnya (*true value*) dengan jarak yang dihitung dari eksperimen (*calculated value*). Nilai rata-rata ini merepresentasikan besarnya penyimpangan dalam ruang rekonstruksi, adapun standar deviasi menyatakan ketidakpastian dari akurasi rekonstruksi.



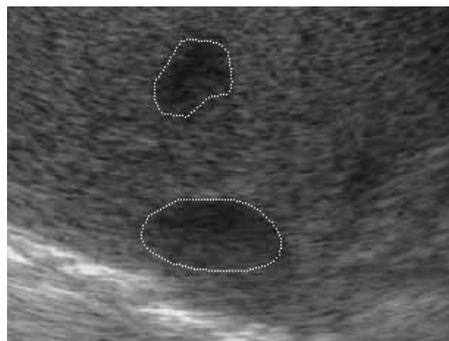
Gambar 4. Citra USG pada irisan ke-10

Gambar 4 merupakan citra USG pada irisan ke-10 setelah didigitasi oleh frame grabber. Citra tersebut selanjutnya mengalami penapisan yakni dengan menggunakan median filter. Penapisan ini tidak menghilangkan informasi penting yang terkandung dalam citra tersebut.

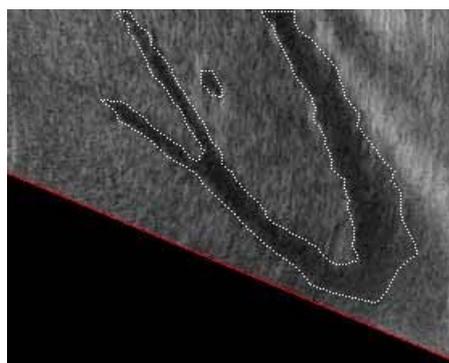
Gambar 5 merupakan irisan tegak lurus pada bidang citra. Dari citra tersebut terlihat obyek berwarna hitam, dimana densitas dari obyek tersebut lebih rendah dari densitas sekelilingnya. Ketebalan irisan tersebut separuh dari ketebalan keseluruhan scan.



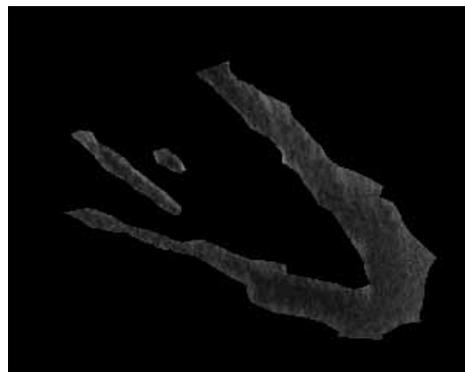
Gambar 5. Potongan citra arah scanning (tegak lurus pada bidang citra).



Gambar 6. Batas obyek dalam citra pada irisan ke-10



Gambar 7. Batas obyek dalam citra



Gambar 8. Ekstraksi obyek dari citra

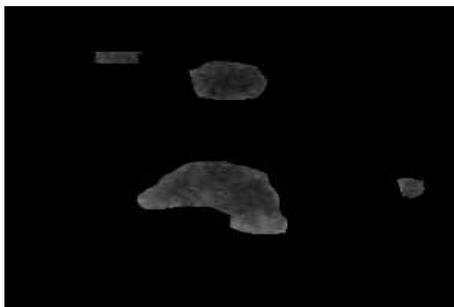
Garis patah-patah putih dalam gambar 6 dan 7 merupakan batas obyek dalam citra. Pada batas antara obyek dengan latar belakang terjadi perbedaan intersitas (*gradient*) yang cukup besar.

Gambar 8 merupakan ekstraksi obyek (*crop*) dari citra USG. Proses tersebut dilakukan secara otomatis, yakni dengan menggunakan teknik segmentasi. Pada proses ini, intensitas diluar batas permukaan obyek akan diberi nilai nol.

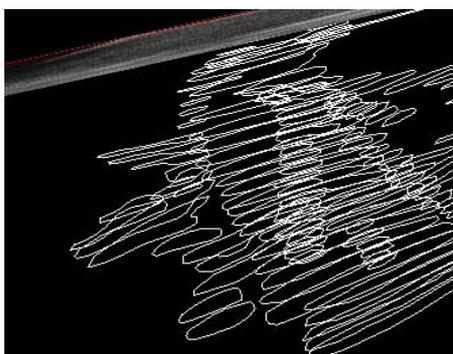
Gambar 9 merupakan penampang lintang dari obyek dalam citra. Gambar 9 sangat terkait dengan Gambar 8, dimana hanya arah pandanganya saja yang berbeda. Pada prinsipnya kedua gambar tersebut merepresentasikan obyek yang sama.

Gambar 10 adalah susunan dari masing-masing irisan dalam ruang 3D. Bentuk 3 dimensi dari obyek tersebut masih belum tampak. Oleh karena itu perlu digunakan algoritma rendering

untuk memberikan efek 3D dimensi dari obyek tersebut.

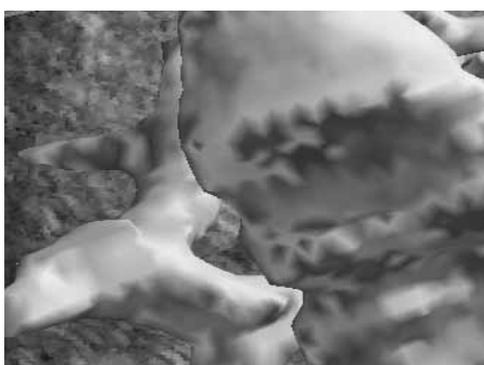


Gambar 9. Penampang dari obyek.



Gambar 10. Susunan dari masing-masing irisan yang telah disegmentasi dan disusun dalam 3D.

Dalam penelitian ini methoda Phong shading [10] digunakan dalam proses rendering. Metoda ini menyertakan efek pantulan spekular dalam penghitungan intensitas pada permukaan obyek.



Gambar 10. Representasi permukaan dari obyek.

4. KESIMPULAN

Pada paper ini telah disajikan sistem berbasis komputer untuk kalibrasi, akuisisi, rekonstruksi dan visualisasi data USG 3-D. Sistem ini terdiri dari scanner USG 2-dimensi, electromagnetic spatial locator, komputer yang dilengkapi dengan frame grabber dan perangkat lunak untuk pemrosesan, rekonstruksi dan visualisasi data. Kalibrasi untuk sistem pencitraan USG 3-D telah dilakukan dengan menggunakan phantom standar. Parameter kalibrasi ditentukan dengan algoritma iterasi antara bidang dalam phantom dan titik-titik pada citra 2-dimensi.

Metoda yang telah digunakan cukup akurat dan dapat digunakan dalam bidang klinis.

Perangkat lunak menggunakan Visual C++ dan OpenGL telah dikembangkan pula dalam penelitian ini. Perangkat lunak tersebut digunakan untuk akuisisi, pemrosesan, rekonstruksi dan visualisasi data USG 3D. Dengan menggunakan perangkat lunak tersebut, irisan citra USG 2-D disusun menjadi data volume 3D. Besarnya intensitas maupun posisi pixel-pixel antar irisan didekati dengan menggunakan interpolasi. Citra 3D selanjutnya diperoleh melalui proses ekstraksi permukaan dan rendering.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] N Thomas, H.P. Dolores, Three Dimensional Ultrasound Imaging, *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol.24, No.9, pp.1243-1270, 1998.
- [2] Huang, QH, Zheng YP., Lu MH, and Chi ZR, Development of a Portable 3D Ultrasound Imaging System for Musculoskeletal Tissue, *Ultrasonics*, 43:153-163, 2005.
- [3] P.R. Detmer, G. Basheim, T. Hodges, K.W. Beach, E.P. Filer, D.H., Burns, and D.E., Strandness, Jr., 3D Ultrasonic Image Feature Localization Based on the Magnetic Scanhead Tracking: in Vitro calibration and Validation, *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol.20, No.9, pp.923-936, 1994.
- [4] R.W., Prager, Rohling, R.N., Gee, A.H., and Berman, L., Rapid calibration for 3-D Freehand Ultrasound, *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol.24, No.6, pp. 855-89, 1998.
- [5] Lorensen W.E., and Cline, H.E., Marching Cubes: A High Resolution 3-D Surface Reconstruction Algorithm, *Computer Graphics*, Vol. 21, No.3, 1987.
- [6] T. Nelson, T. Elvins, Visualization of 3D Ultrasound Data, *IEEE Computer Graphics Application*, 13(6), pp.50-57, 1993.
- [7] Pagoulatos, N., Haynor, D.R., and Kim Y., A Fast Calibration Methods for 3D Tracking of Ultrasound Images Using a Spatial Localizer, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2000.
- [8] E. Boctor, G. Fichtinger, R.H. Taylor, M.A. Choi, Tracked 3D ultrasound in Radio-Frequency Liver Ablation, *SPIE Medical Imaging*, 15-20 February 2003, San Diego, California, USA.
- [9] J.Carr, Surface Reconstruction in 3D Medical Imaging, *Ph.D. Thesis*, University of Canterbury, Christchurch, New Zealand, 1996.
- [10] Levoy, Marc, Direct Visualization of Surfaces from Computed Tomography Data, *SPIE Medical Imaging II Conference Proceedings*, New Port Beach, CA, 1988.
- [11] <http://www.slicer.org/>
- [12] <http://www.stradx.org/>

