

# Metode Kalibrasi *Probe* Ultrasonik dari *Phantom* Kawat Tunggal Menggunakan Algoritma Levenberg-Marquardt

Tri Arief Sardjono<sup>1</sup>, Eko Mulyanto Yuniarno<sup>2</sup>, I Made Gede Sunarya<sup>3</sup>, I Ketut Eddy Purnama<sup>4</sup>, Mauridhi Hery Purnomo<sup>5</sup>, Norma Hermawan<sup>6</sup>

<sup>1,6</sup> Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111 INDONESIA (email : <sup>1</sup>sardjono@bme.its.ac.id, <sup>6</sup>norma.hermawan@bme.its.ac.id)

<sup>1,2,4,5</sup> University Center of Excellence on Artificial Intelligence for Healthcare and Society, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 60111 INDONESIA (email: <sup>1</sup>sardjono@bme.its.ac.id, <sup>2</sup>ekomulyanto@ee.its.ac.id, <sup>4</sup>ketut@te.its.ac.id, <sup>5</sup>hery@ee.its.ac.id)

<sup>2,4,5</sup> Departemen Teknik Komputer, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya 60111 INDONESIA (email: <sup>2</sup>ekomulyanto@ee.its.ac.id, <sup>4</sup>ketut@te.its.ac.id, <sup>5</sup>hery@ee.its.ac.id)

<sup>3</sup> Program Studi Pendidikan Teknik Informatika, Universitas Pendidikan Ganesha, Buleleng 81117 INDONESIA (email: <sup>3</sup>sunarya@undiksha.ac.id)

[Diterima: 9 Maret 2023, Revisi: 17 Juli 2023]

Corresponding Author: Tri Arief Sardjono

**INTISARI** — Sistem ultrasonik *freehand* tiga dimensi (3D) adalah metode memperoleh citra dengan menggunakan *probe* ultrasonik 3D atau *probe* ultrasonik dua dimensi (2D) konvensional untuk menciptakan visualisasi 3D objek di dalam tubuh. Ultrasonik telah banyak digunakan dalam aplikasi klinis karena manfaatnya, termasuk radiasinya yang tidak berbahaya dan biayanya yang rendah. Namun, metode kalibrasi *probe* diperlukan untuk mengubah posisi koordinat menjadi tampilan visualisasi 3D, khususnya untuk intervensi terpandu citra (*image-guided intervention*). Sistem kalibrasi *probe* ultrasonik saat ini banyak menggunakan metode regresi numerik *phantom* N-kawat yang memiliki kekurangan dalam hal akurasi dan keandalan karena data citra ultrasonik yang tersebar pada titik-titik secara nonlinier. Oleh karena itu, diusulkan sebuah metode kalibrasi posisi *probe* ultrasonik dari *phantom* kawat tunggal menggunakan algoritma Levenberg-Marquardt (Levenberg-Marquardt *algorithm*, LMA) untuk mengatasi kelemahan ini. Pengujian ini terdiri atas pengaturan sistem penjejak optik, *probe* ultrasonik 2D dengan penanda, mesin ultrasonik, dan objek kawat tunggal dalam wadah air yang dilengkapi dengan penanda. Posisi dan orientasi penanda pada *probe* ultrasonik 2D dan wadah air dilacak menggunakan sistem penjejak optik. Objek kawat tunggal ditangkap menggunakan *probe* ultrasonik 2D yang dilengkapi dengan penanda yang terhubung secara nirkabel menggunakan sistem penjejak optik. Urutan citra ultrasonik 2D yang dihasilkan kemudian direkonstruksi dan divisualisasikan menjadi citra ultrasonik 3D menggunakan tiga transformasi, yaitu transformasi pancaran ultrasonik ke penanda *probe* ultrasonik, transformasi posisi *phantom* kawat tunggal ke penanda wadah, dan transformasi visualisasi 3D. LMA digunakan dalam menentukan parameter pengoptimalan terbaik untuk menentukan posisi yang tepat dan merepresentasikan visualisasi 3D. Hasil pengujian menunjukkan bahwa *mean square error* (MSE), kesalahan rotasi, dan kesalahan translasi terendah berturut-turut adalah 0,45 mm, 0,25°, dan 0,3828 mm.

**KATA KUNCI** — Objek Kawat Tunggal, *Probe* Ultrasonik 2D, Sistem Penjejak, Algoritma Levenberg-Marquardt, *Freehand*, *Best Fit Optimization*.

## I. PENDAHULUAN

Sistem ultrasonik tiga dimensi (3D) adalah alat pencitraan medis yang banyak digunakan dalam aplikasi klinis untuk memperoleh citra objek internal di dalam tubuh. Modalitas ini memiliki beberapa keunggulan dibandingkan dengan modalitas 3D lainnya. Keunggulan tersebut antara lain biaya yang lebih rendah, tingkat keamanan yang lebih tinggi karena radiasi yang lebih rendah, dan kemudahan pengoperasian. Pencitraan ultrasonik banyak digunakan dalam bidang medis untuk mengamati dan mendiagnosis beberapa kondisi, seperti diagnosis prenatal, pencitraan payudara, pencitraan pencernaan, pencitraan vaskular atau intravaskular, dan pencitraan *transrectal*. Memahami interpretasi dan cara memanfaatkan pengetahuan anatomi citra ultrasonik sangatlah penting. Kecakapan menginterpretasikan citra ultrasonik 2D dan 3D merupakan kemampuan yang diperlukan bagi para tenaga medis [1].

Endoskopi ultrasonik radial telah digunakan dalam penerapan prosedur diagnostik pencernaan untuk meningkatkan akurasi dan fleksibilitas pengoperasian. Modul kamera endoskopi ultrasonik radial memberikan resolusi citra yang lebih baik [2]. Teknik *echocardiography* intravaskular telah digunakan untuk mendiagnosis, mengobati, dan memantau perkembangan penyakit [3]. Kateter ultrasonik

intravaskular (*intravascular ultrasound*, IVUS) digunakan untuk melakukan evaluasi yang lebih rinci guna memandu tindakan intervensi kardiovaskular. Motor distal terintegrasi juga telah diterapkan sebagai aktuator untuk kateter IVUS, sehingga dapat memberikan konsistensi kecepatan dan hasil ultrasonik yang tinggi dalam citra pembuluh darah [4].

Ultrasonik juga digunakan dalam pencitraan otak. Integrasi sistem ultrasonik terfokus (*focused ultrasound system*, FUS) dengan *electrophysiological neuroimaging* memungkinkan pencitraan otak memiliki resolusi *spatiotemporal* tinggi. Pada saat yang sama, FUS termodulasi telah terbukti mampu mencapai selektivitas spasial untuk memperoleh *electrophysiological neuroimaging* beresolusi tinggi [5]. Penelitian menggunakan *ultrafast ultrasound* berfrekuensi tinggi untuk mendiagnosis dan mencegah penyakit *cerebrovascular* juga telah dilakukan [6].

Pendeteksian batas masih menjadi sebuah tantangan tersendiri dalam intervensi dan perawatan menggunakan ultrasonik. Seperti yang telah diamati pada penelitian sebelumnya, *transrectal ultrasound* (TRUS) digunakan untuk menyegmentasikan area prostat secara otomatis [7]. Kombinasi ultrasonik 3D dan pencitraan permukaan 3D juga telah digunakan untuk kuantifikasi tumor kandung kemih dan stadium praoperasi. Hasil penelitian tersebut menunjukkan

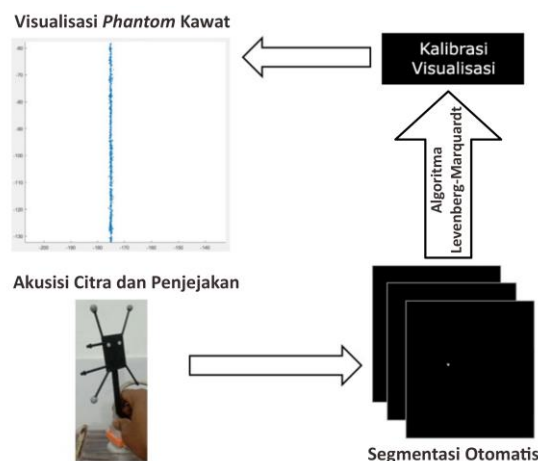
bahwa kombinasi kedua metode tersebut dapat membantu tenaga medis menentukan tumor kandung kemih dan memberikan lebih banyak informasi yang dapat digunakan dalam diagnosis klinis [8]. Sementara itu, penelitian lain menunjukkan bahwa *contrast-enhanced ultrasound sonography* (CEUS) dapat meningkatkan efektivitas penentuan penyakit arteritis Takayasu [9].

*Automated breast volume scanner* (ABVS) dan pemindai ultrasonik volumetrik otomatis telah digunakan pada skrining kanker payudara untuk membedakan antara tumor jinak dan tumor ganas dengan ciri ekogenik [10]. *Telesonography*, sistem baru ultrasonik yang berbasis komputer, telah digunakan untuk mendiagnosis pasien trauma pada kondisi darurat [11].

Salah satu kekurangan sistem ultrasonik adalah keterbatasannya dalam menunjukkan pergerakan aliran darah dalam satu dimensi (1D) atau 2D. Banyak metode telah dikaji untuk meningkatkan akurasi estimasi kecepatan vektor 3D [12]. Pencitraan *photoacoustic* (PA) menggabungkan ultrasonik dan sinar *short-pulsed laser* untuk menangkap objek yang telah menyerap sinar laser [13]. *Freehand 3D ultrasound* juga telah digunakan dalam analisis gaya jalan. Penelitian ini menghasilkan metode yang tepat dan bersifat noninvasif [14]. Selain itu, *freehand 3D* telah digunakan untuk memindai arteri karotis dengan memanfaatkan teknologi penjejakan gerak [15].

Kalibrasi dan validasi berperan penting dalam banyak teknik pencitraan, seperti *elastography* [16]. *Freehand 3D ultrasound* digunakan untuk mengklarifikasi dan memastikan bahwa posisi koordinat dalam ruang 3D dikonversi dengan benar dan ditampilkan dalam mode visualisasi 3D. Beberapa penelitian telah mengusulkan metode kalibrasi yang efisien, salah satunya adalah *phantom* N-kawat [17]. Banyak peneliti juga telah mengusulkan pendekatan *freehand* untuk sistem ultrasonik 3D. Selain itu, beberapa penelitian telah mengkaji jenis *phantom*, *probe* ultrasonik, registrasi citra, dan penilaian kualitas kalibrasi [18], [19]. Sebuah sistem kalibrasi menggunakan *freehand 3D ultrasound* dengan aktuator diaplikasikan agar ketergantungan sistem terhadap keterampilan berkurang [20]. Sistem kalibrasi ultrasonik dari *arbitrary wire phantom* telah dikembangkan. Metode pengenalan titik telah diusulkan untuk mengetahui hubungan antara citra dan *phantoms space* [21]. Kombinasi *phantom* dan *tracking stylus* telah diusulkan. Validasi klinis ultrasonik 3D untuk aneurisme aorta perut (*abdominal aortic aneurysm*, AAA) telah dilakukan untuk mengevaluasi *inter-operator reproducibility*. Prosedur ini secara rutin dilakukan menggunakan ultrasonik 2D untuk menentukan perkembangan ukuran aneurisme [22]. Sistem navigasi biopsi payudara dengan ultrasonik dan *passive robotic needle holder* telah dikembangkan menggunakan *phantom* tangga [23]. *Dataset* yang diperoleh dari ultrasonik 2D (citra *B-scan*) dan posisi objek nyata (objek kawat tunggal) dianalisis secara statistik menggunakan pendekatan optimasi nonlinier. Kalibrasi spasial dan perhitungan sensitivitas kesalahan dalam kalibrasi *probe* ultrasonik juga telah dilakukan dengan menggunakan *independent general motion* [24] dan algoritma genetika [25].

Kalibrasi *probe* ultrasonik sangat penting dalam aplikasi intervensi berbasis panduan citra seperti pada penyisipan jarum suntik. Ketepatan penentuan kedalaman dan posisi jarum di dalam pembuluh darah merupakan faktor utama agar pembuluh darah tidak robek. Namun, penelitian sebelumnya tentang kalibrasi *probe* ultrasonik untuk *phantom* kawat tunggal masih belum memuaskan karena cukup tingginya tingkat kesalahan translasi dan rotasi. Sebagian besar penelitian yang dilakukan



Gambar 1. Proses kalibrasi *phantom* kawat tunggal ultrasonik yang diusulkan.

pada kalibrasi *probe* ultrasonik menggunakan banyak kawat (N-kawat). Sementara itu, sebagian besar peneliti hanya menggunakan regresi linier biasa. Oleh karena itu, diperlukan adanya penelitian tentang kalibrasi *probe* ultrasonik untuk *phantom* kawat tunggal menggunakan algoritma Levenberg Marquardt (*Levenberg-Marquardt algorithm*, LMA). Makalah ini menyajikan kalibrasi *probe* ultrasonik baru untuk sistem pencitraan *freehand 3D ultrasound* menggunakan LMA.

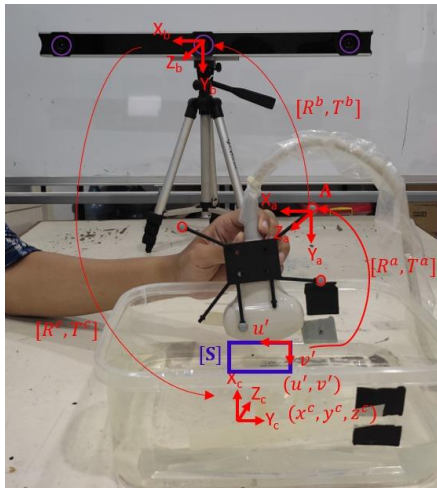
Terdapat tiga kontribusi utama penelitian ini. Kontribusi pertama adalah pengembangan pengaturan penanda terintegrasi dengan *probe* ultrasonik 2D. *Probe* ultrasonik 2D dilengkapi dengan penanda sebagai referensi kamera penangkap gerak. Kamera penangkap gerak optik akan melacak penanda ini untuk menentukan posisi dan orientasi. Kontribusi kedua adalah *phantom* kawat tunggal dalam wadah air. Wadah air dengan penanda disiapkan untuk *phantom* kawat tunggal, yang kemudian digunakan sebagai objek karena posisi area pancaran bersilangan dengan posisi penanda, sedangkan resolusi citra tidak diketahui. Kontribusi ketiga adalah optimalisasi metode iteratif berbasis LMA yang menawarkan akurasi lebih baik dan memiliki tingkat kesalahan lebih kecil.

Kebaruan penelitian ini adalah penggunaan *phantom* kawat tunggal, sedangkan penelitian yang lain menggunakan N-kawat. Penggunaan LMA dalam metode kalibrasi *probe* ultrasonik untuk *phantom* kawat tunggal merupakan sebuah pendekatan baru karena mempertimbangkan karakteristik nonlinier data. Sebagian besar metode kalibrasi *probe* ultrasonik menggunakan metode regresi linier biasa.

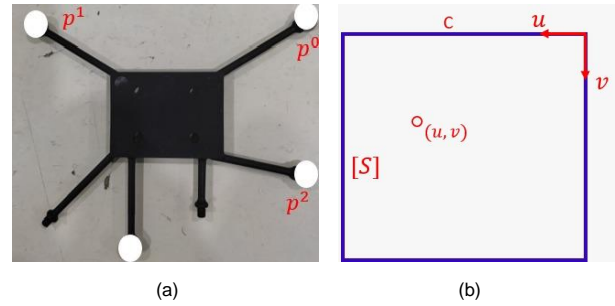
Makalah ini tersusun atas beberapa bagian. Bagian pertama menjelaskan berbagai penerapan sistem ultrasonik dan penggunaan *freehand 3D ultrasound*, termasuk proses kalibrasi *probe*. Bagian selanjutnya menjelaskan pengaturan pengujian untuk memperoleh urutan citra ultrasonik menggunakan penjejakan optik. Selanjutnya, dijelaskan transformasi dari koordinat penjejakan ke koordinat *phantom* dan representasi transformasi rotasi menggunakan vektor 3D. Terakhir, hasil pengujian dengan *phantom* kawat tunggal dipaparkan dan didiskusikan, dilanjutkan dengan kesimpulan dari penelitian yang dilakukan.

## II. METODOLOGI

Bagian ini menjelaskan metode yang diusulkan untuk proses kalibrasi *phantom* kawat tunggal ultrasonik. Bagian ini terdiri atas tiga subbagian, yaitu pengaturan proses kalibrasi *phantom* kawat tunggal ultrasonik, transformasi koordinat *B-mode* ke koordinat *phantom*, dan proses kalibrasi sistem.



Gambar 2. Pengaturan untuk kalibrasi probe ultrasonik menggunakan phantom kawat tunggal.



Gambar 3. Gambar (a) penanda probe ultrasonik, (b) sistem koordinat ruang.

**A. PENGATURAN PROSES KALIBRASI PHANTOM KAWAT TUNGGAL ULTRASONIK**

Proses kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik yang diusulkan dapat dibagi menjadi tiga bagian, yaitu akuisisi dan penjeakan citra, citra phantom kawat tunggal ultrasonik, dan pengurangan masalah pemasangan kurva kuadrat terkecil nonlinier menggunakan LMA. Gambar 1 menunjukkan proses kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik yang diusulkan.

Pengaturan proses kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik dikembangkan dan terdiri atas sistem ultrasonik berbasis personal computer (PC) Telemed SmartUS, probe linier ultrasonik 2D 7,5-15 MHz dengan penanda, sistem penjeakan OptiTrack, dan phantom kawat tunggal dalam wadah air dengan penanda. Aplikasi ultrasound Echo-Wave II digunakan untuk memperoleh phantom kawat tunggal. Pada saat yang sama, pendekatan nonlinier menggunakan aplikasi LMA dikembangkan untuk proses kalibrasi. Gambar 2 menunjukkan pengaturan kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik menggunakan probe ultrasonik 2D. Koordinat penanda diberi label A [X<sub>a</sub>, Y<sub>a</sub>, Z<sub>a</sub>] dan memiliki tiga penunjuk.

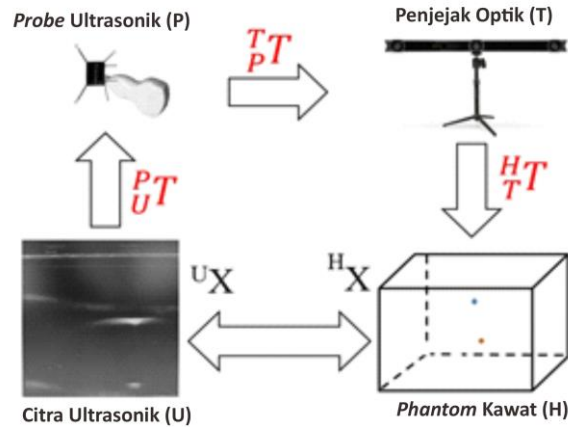
Kotak garis biru berlabel S[u,v] mewakili koordinat ruang dari kawat tunggal. Gambar 2 menunjukkan pengaturan untuk kalibrasi probe ultrasonik menggunakan phantom kawat tunggal. Penanda dipasang pada probe ultrasonik dan mengikuti pergerakannya. Penanda ini terdiri atas tiga penunjuk yang diberi label p<sup>1</sup>, p<sup>2</sup>, dan p<sup>3</sup>, yang mewakili sistem koordinat B-mode.

Beberapa sistem koordinat dibuat berdasarkan pengaturan ini, yaitu sistem koordinat B-mode, sistem koordinat phantom, dan koordinat sistem penjeakan. Sistem koordinat B-mode adalah wilayah pengambilan citra dari pancaran ultrasonik. Beberapa transformasi setiap sistem koordinat diperlukan untuk menentukan posisi phantom kawat tunggal yang tepat dalam koordinat nyata ke koordinat bidang citra. Gambar 3 menunjukkan penanda probe ultrasonik dan sistem koordinat ruang.

**B. TRANSFORMASI KOORDINAT B-MODE KE KOORDINAT PHANTOM**

Transformasi kaku (M<sub>T</sub>) antara koordinat citra B-mode ke koordinat phantom kawat tunggal ditunjukkan pada (1). Gambar 4 menunjukkan sistem transformasi yang diperlukan dalam proses kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik.

Proses kalibrasi terdiri atas empat langkah, yaitu transformasi dari koordinat piksel ke koordinat metrik (mm)



Gambar 4. Sistem transformasi yang diperlukan dalam proses kalibrasi phantom kawat tunggal ultrasonik.

(S), transformasi dari koordinat bidang citra ke koordinat probe (M<sub>A</sub>), transformasi dari koordinat probe ke koordinat sistem penjeakan (M<sub>B</sub>), dan transformasi dari koordinat sistem penjeakan ke koordinat phantom (M<sub>C</sub>). Setiap transformasi akan dijelaskan pada bagian berikutnya.

$$M_T = M_C M_B M_A S \tag{1}$$

dengan

M<sub>T</sub> = transformasi dari koordinat citra ke koordinat representasi 3D.

S = transformasi dari koordinat piksel ke metrik.

M<sub>A</sub> = transformasi dari koordinat (B-mode) bidang citra ke koordinat probe.

M<sub>B</sub> = transformasi dari koordinat probe ke koordinat sistem penjeakan.

M<sub>C</sub> = transformasi dari koordinat sistem penjeakan ke koordinat representasi 3D.

Sistem koordinat pada bidang citra diperoleh dari probe yang digunakan dan dalam satuan piksel, sedangkan objek berada dalam satuan metrik, seperti pada sistem koordinat nyata atau ruang. Setiap titik yang diperoleh dalam satuan piksel dari citra B-mode harus diubah ke metrik menggunakan (2).

$$S = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{2}$$

dengan S<sub>x</sub> dan S<sub>y</sub> merupakan skala rasio horizontal dan vertikal dari metrik (mm) ke piksel. S<sub>x</sub> dan S<sub>y</sub> diperoleh menggunakan (3) dan (4).

$$S_x = \frac{D_{mx}}{D_{px}} \tag{3}$$

$$S_y = \frac{D_{my}}{D_{px}} \quad (4)$$

dengan

$D_{mx}$  = lebar citra (satuan metrik)

$D_{px}$  = lebar citra (satuan piksel)

$D_{my}$  = panjang citra (satuan metrik)

$D_{px}$  = panjang citra (satuan piksel).

Pergerakan *probe* ultrasonik dilacak berdasarkan posisi dan orientasi penanda. Transformasi dari bidang citra diperlukan untuk menentukan posisi yang tepat sebuah objek *phantom* kawat tunggal di bidang citra terhadap koordinat *probe*.

#### 1) TRANSFORMASI MATRIKS $M_A$

$M_A$  adalah matriks transformasi dari koordinat bidang citra ke koordinat *probe* yang terdiri atas  $R^a$  dan  $T^a$ . Hal ini direpresentasikan oleh matriks pada (5).

$$M_A = \begin{bmatrix} R^a & T^a \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

dengan

$$R_a = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix} \quad (6)$$

dan

$$T^a = [t_x \quad t_y \quad t_z]. \quad (7)$$

$R^a$  dan  $T^a$  adalah asal dan orientasi citra *B-mode*, sedangkan  $M_A$  adalah hasil dari proses substitusi (6) dan (7) ke (5), sebagaimana ditunjukkan pada (8).

$$M_A = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & t_x \\ r_4 & r_5 & r_6 & t_y \\ r_7 & r_8 & r_9 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

#### 2) PENENTUAN MATRIKS $M_B$ DAN $M_C$

Sistem koordinat lokal berdasarkan tiga titik adalah sistem koordinat yang terdiri atas tiga penanda yang dipasang pada *probe* ultrasonik. Tiga titik, yaitu  $p_0$ ,  $p_1$ , dan  $p_2$ , mewakili posisi penanda dan membentuk bidang dalam koordinat referensi. Posisi  $p_0 = [x_0 \quad y_0 \quad z_0]^T$ ,  $p_1 = [x_1 \quad y_1 \quad z_1]^T$  dan  $p_2 = [x_2 \quad y_2 \quad z_2]^T$  terletak pada sistem koordinat referensi. Diperlukan sistem koordinat lokal dengan asal  $p_0$  yang memiliki sumbu x searah dengan vektor  $\overline{p_0p_1}$  dan sumbu z, yang tegak lurus dengan bidang  $p_0$ ,  $p_1$ , dan  $p_2$ . Vektor  $v_x$ ,  $v_y$ , dan  $v_z$  memiliki arah yang sama dengan koordinat lokal sumbu x, y, dan z, sehingga posisi dan orientasi koordinat lokal terhadap sistem koordinat referensi dapat dihitung berdasarkan (9) sampai (15).

Vektor  $v_x$  memiliki arah yang sama dengan vektor  $\overline{p_0p_1}$  dan dapat diperoleh dari (9).

$$v_x = \frac{\overline{p_0p_1}}{|\overline{p_0p_1}|} \quad (9)$$

Vektor unit  $v_z$  tegak lurus terhadap bidang  $p_0$ ,  $p_1$ ,  $p_2$  dan diperoleh dari (10).

$$v_z = \frac{\overline{p_0p_1} \times \overline{p_0p_2}}{|\overline{p_0p_1} \times \overline{p_0p_2}|} \quad (10)$$

$v_z$  orthonormal terhadap  $v_x$  dan  $v_z$  pada arah sumbu y, sehingga  $v_y$  dapat diperoleh dengan menggunakan perkalian silang, sebagaimana ditunjukkan pada (11).

$$v_y = v_z \times v_x \quad (11)$$

dengan  $v_x = [v_{x1} \quad v_{x2} \quad v_{x3}]^T$ ,  $v_y = [v_{y1} \quad v_{y2} \quad v_{y3}]^T$ , dan  $v_z = [v_{z1} \quad v_{z2} \quad v_{z3}]^T$ .

Orientasi matriks  $R$  diperoleh menggunakan (6) sampai (8), seperti pada (12).

$$R = [v_x \quad v_y \quad v_z] \quad (12)$$

dengan

$$T = p_0 \quad (13)$$

Persamaan (13) adalah asal sistem koordinat lokal untuk referensi sistem koordinat.

Matriks transformasi dari sistem koordinat lokal ke referensi sistem koordinat  $M$  diperoleh dari (10) dan (11), seperti yang ditunjukkan pada (14) dan (15).

$$M = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$M = \begin{bmatrix} v_{x1} & v_{y1} & v_{z1} & x_0 \\ v_{x2} & v_{y2} & v_{z2} & y_0 \\ v_{x3} & v_{y3} & v_{z3} & z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

Posisi dan orientasi *probe* ke sistem penjejakan ditandai menggunakan tiga penanda yang dipasang pada *probe*. Jika tiga penanda masing-masing terletak pada titik  $p_0^b = [x_0^b \quad y_0^b \quad z_0^b]^T$ ,  $p_1^b = [x_1^b \quad y_1^b \quad z_1^b]^T$  dan  $p_2^b = [x_2^b \quad y_2^b \quad z_2^b]^T$  yang diukur oleh sistem penjejakan. Posisi dan orientasi *probe* diperoleh dengan mengimplementasikan (17) sampai (19) pada titik  $p_0^b$ ,  $p_1^b$ , dan  $p_2^b$  untuk menentukan  $v_x^b$ ,  $v_y^b$  dan  $v_z^b$ , yang merupakan vektor satuan dari sistem koordinat sumbu x, y, dan z dari *probe*. Setelah prosedur tersebut dilakukan, diperoleh matriks orientasi *probe* ke koordinat sistem penjejakan.

$$R^b = [v_x^b \quad v_y^b \quad v_z^b] \quad (16)$$

dengan  $v_x^b = [v_{x1}^b \quad v_{x2}^b \quad v_{x3}^b]^T$ ,  $v_y = [v_{y1}^b \quad v_{y2}^b \quad v_{y3}^b]^T$ , dan  $v_z = [v_{z1}^b \quad v_{z2}^b \quad v_{z3}^b]^T$ .

Oleh karena itu,  $p_0$  dipilih sebagai asal sistem koordinat *probe* lokal.

$$T^b = p_0^b. \quad (17)$$

Menggunakan perhitungan dari (14) dan (15), transformasi sistem koordinat *probe* menjadi koordinat sistem penjejakan ditentukan menggunakan (18).

$$M_B = \begin{bmatrix} R^b & T^b \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

atau

$$M_B = \begin{bmatrix} v_{x1}^b & v_{y1}^b & v_{z1}^b & x_0^b \\ v_{x2}^b & v_{y2}^b & v_{z2}^b & y_0^b \\ v_{x3}^b & v_{y3}^b & v_{z3}^b & z_0^b \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Sistem *phantom* yang diusulkan terdiri atas wadah air dan kawat tunggal. Tiga penanda dipasang pada wadah air yang terletak di  $p_0^c = [x_0^c \quad y_0^c \quad z_0^c]^T$ ,  $p_1^c = [x_1^c \quad y_1^c \quad z_1^c]^T$ , dan  $p_2^c = [x_2^c \quad y_2^c \quad z_2^c]^T$ .

Posisi dan orientasi sistem koordinat *phantom* terhadap koordinat sistem penjejakan ditentukan dengan melakukan substitusi (7) dan (9) menjadi  $p_0^c$ ,  $p_1^c$ , dan  $p_2^c$ , yang kemudian

juga digunakan untuk mencari vektor satuan  $\mathbf{v}_x^c$ ,  $\mathbf{v}_y^c$  dan  $\mathbf{v}_z^c$ , yang searah dengan sumbu x, y, dan z sistem koordinat *phantom*. Selanjutnya, matriks *probe* orientasi  $\mathbf{R}^c$  diperoleh dari (20).

$$\mathbf{R}^c = [\mathbf{v}_x^c \quad \mathbf{v}_y^c \quad \mathbf{v}_z^c] \quad (20)$$

dengan  $\mathbf{v}_x^c = [v_{x1}^c \quad v_{x2}^c \quad v_{x3}^c]^T$ ,  $\mathbf{v}_y^c = [v_{y1}^c \quad v_{y2}^c \quad v_{y3}^c]^T$ , dan  $\mathbf{v}_z^c = [v_{z1}^c \quad v_{z2}^c \quad v_{z3}^c]^T$ .

Mengingat  $p_0^c$  dipilih sebagai asal dari sistem koordinat *probe* lokal, maka

$$\mathbf{T}^c = \mathbf{p}_0^c. \quad (21)$$

Transformasi koordinat sistem penjejak ke sistem koordinat *phantom* pada (22) dan (23) dapat diperoleh dari (8) atau (9).

$$\mathbf{M}_c = \begin{bmatrix} \mathbf{R}^c & \mathbf{T}^c \\ 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \quad (22)$$

atau

$$\mathbf{M}_c = \begin{bmatrix} v_{x1}^c & v_{y1}^c & v_{z1}^c & x_0^c \\ v_{x2}^c & v_{y2}^c & v_{z2}^c & y_0^c \\ v_{x3}^c & v_{y3}^c & v_{z3}^c & z_0^c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1}. \quad (23)$$

Matriks sistem penjejak koordinat ke representasi 3D  $\mathbf{M}_c$  memiliki arah yang berlawanan, sehingga diperlukan inversi untuk mencari nilai  $\mathbf{M}_c$ .

### C. PROSES KALIBRASI SISTEM

Mengingat  $\mathbf{M}_B$  dan  $\mathbf{M}_c$  pada (1) ditentukan dari hasil sistem akuisisi ultrasonik, sistem kalibrasi diperlukan dalam estimasi matriks  $\mathbf{M}_A$ . Sistem kalibrasi yang diusulkan terdiri atas *phantom* kawat tunggal yang ditempatkan sejajar dengan sumbu z dari koordinat *phantom*, sehingga memenuhi (24).

$$\begin{aligned} x &= x_c \\ y &= y_c \end{aligned} \quad (24)$$

dengan  $x_c$  dan  $y_c$  adalah konstanta, sedangkan  $u_i$  dan  $v_i$  adalah posisi bayangan pada bidang citra. Oleh karena itu, tujuan kalibrasi adalah untuk menemukan matriks  $\mathbf{M}_A$  sehingga  $u_i, v_i$  terpenuhi (25).

$$\begin{bmatrix} x_i^c \\ y_i^c \\ z_i^c \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{M}_c \mathbf{M}_B \mathbf{M}_A \mathbf{S} \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (25)$$

Transformasi dari koordinat bidang citra ke koordinat *probe*  $\mathbf{M}_A$  terdiri atas  $\mathbf{R}^a$  dan  $\mathbf{T}^a$ .  $\mathbf{R}^a$  dan  $\mathbf{T}^a$  merupakan orientasi dan asal koordinat citra terhadap koordinat *probe* yang direpresentasikan sebagai matriks pada (5).

Transformasi rotasi dibutuhkan karena pergerakan *probe* ultrasonik *freehand* tidak hanya translasi tetapi juga rotasi, yang bergerak di sepanjang permukaan tubuh. Rumus rotasi Rodrigues adalah algoritma yang efisien untuk memutar vektor dalam ruang. Representasi transformasi rotasi yang menggunakan vektor rotasi 3D dengan persamaan Rodrigues ditunjukkan pada (26).

$$\mathbf{R}^a = e^{[\mathbf{w}]_x} = \mathbf{I} + \frac{\sin(\theta)}{\theta} [\mathbf{w}]_x + \mathbf{1} - \frac{\cos(\theta)}{\theta^2} ([\mathbf{w}]_x)^2. \quad (26)$$

Matriks rotasi  $\mathbf{R}^a$  tidak langsung dioptimalkan karena tidak independen,  $\mathbf{R}$  hanya memiliki tiga derajat kebebasan (*degrees*

*of freedom*, DOF); sehingga  $\mathbf{R}$  harus dinyatakan sebagai relasi tiga parameter. Diberikan vektor 3D  $\mathbf{w} = [w_x \ w_y \ w_z]^T$  dengan

$$[\mathbf{w}]_x = \begin{bmatrix} 0 & -w_z & w_y \\ w_z & 0 & -w_x \\ -w_y & w_x & 0 \end{bmatrix} \quad (27)$$

dan  $\theta = |\mathbf{w}|$

$$r_1 = \frac{(\cos \theta - 1)((w_y)^2 + (w_z)^2)}{(\theta)^2} + 1 \quad (28)$$

$$r_2 = -\frac{w_z \sin \theta}{\theta} - \frac{w_x w_y (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (29)$$

$$r_3 = \frac{w_y \sin \theta}{\theta} - \frac{w_x w_z (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (30)$$

$$r_4 = \frac{w_z \sin \theta}{\theta} - \frac{w_x w_y (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (31)$$

$$r_5 = \frac{(\cos \theta - 1)((w_x)^2 + (w_z)^2)}{(\theta)^2} + 1 \quad (32)$$

$$r_6 = -\frac{w_x \sin \theta}{\theta} - \frac{w_y w_z (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (33)$$

$$r_7 = -\frac{w_y \sin \theta}{\theta} - \frac{w_x w_z (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (34)$$

$$r_8 = \frac{w_x \sin \theta}{\theta} - \frac{w_y w_z (\cos \theta - 1)}{(\theta)^2} \quad (35)$$

$$r_9 = \frac{(\cos \theta - 1)((w_x)^2 + (w_y)^2)}{(\theta)^2} + 1. \quad (36)$$

LMA digunakan untuk meminimalkan jarak geometris dalam menyelesaikan kuadrat terkecil nonlinier. Permasalahan ini muncul pada pencocokan kurva kuadrat terkecil (*least squares curve fitting*). Matriks Jacobian pada (40) digunakan untuk mencari  $\mathbf{R}^a$  dan  $\mathbf{T}^a$  dengan meminimalkan fungsi objektif

$$\chi^2(\mathbf{R}^a, \mathbf{T}^a) = \mathbf{d}^T \mathbf{d} \quad (37)$$

dengan

$$\mathbf{d} = [d_{1x} \ d_{1y} \ \dots \ d_{mx} \ d_{my}]^T \quad (38)$$

dan

$$d_{ix} = x_c - x_i^c(\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i, \mathbf{R}^a, \mathbf{T}^a) \quad (39)$$

$$d_{iy} = y_c - y_i^c(\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i, \mathbf{R}^a, \mathbf{T}^a). \quad (40)$$

Berdasarkan (38) dan (39), matriks Jacobian dihitung sebagai fungsi  $s_u, s_v, \mathbf{R}^a$ , dan  $\mathbf{T}^a$ .  $\mathbf{R}^a$  yang diperoleh direpresentasikan dalam vektor  $\mathbf{w}$  di (9). Oleh karena itu, persamaan Jacobian yang diperoleh adalah sebagai berikut.

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial d_{1x}}{\partial w_x} & \frac{\partial d_{1x}}{\partial w_y} & \frac{\partial d_{1x}}{\partial w_z} & \frac{\partial d_{1x}}{\partial t_x} & \frac{\partial d_{1x}}{\partial t_y} & \frac{\partial d_{1x}}{\partial t_z} \\ \frac{\partial d_{1y}}{\partial w_x} & \frac{\partial d_{1y}}{\partial w_y} & \frac{\partial d_{1y}}{\partial w_z} & \frac{\partial d_{1y}}{\partial t_x} & \frac{\partial d_{1y}}{\partial t_y} & \frac{\partial d_{1y}}{\partial t_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial d_{nx}}{\partial w_x} & \frac{\partial d_{nx}}{\partial w_y} & \frac{\partial d_{nx}}{\partial w_z} & \frac{\partial d_{nx}}{\partial t_x} & \frac{\partial d_{nx}}{\partial t_y} & \frac{\partial d_{nx}}{\partial t_z} \\ \frac{\partial d_{ny}}{\partial w_x} & \frac{\partial d_{ny}}{\partial w_y} & \frac{\partial d_{ny}}{\partial w_z} & \frac{\partial d_{ny}}{\partial t_x} & \frac{\partial d_{ny}}{\partial t_y} & \frac{\partial d_{ny}}{\partial t_z} \end{bmatrix}. \quad (41)$$

Dengan menggunakan matriks Jacobian pada (41) serta residual pada (39) dan (40), pembaruan parameter ditunjukkan pada (42).

$$\mathbf{h} = [\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J})]^{-1} \mathbf{J}^T \mathbf{d} \quad (42)$$

TABEL I  
KINERJA KONVERGENSI

Nomor Iterasi	MSE
1	1,806
2	1,805
3	1,472
4	0,806
5	0,450
6	0,560
⋮	⋮
20	0,560
21	0,560
22	0,560
23	0,559

dengan

$$\mathbf{h} = [h_1 \ h_2 \ h_3 \ h_4 \ h_5 \ h_6]^T \quad (43)$$

untuk

$$\mathbf{P} = [w_x \ w_y \ w_z \ t_x \ t_y \ t_z]^T. \quad (44)$$

Pembaruan parameter transformasi baru adalah sebagai berikut.

$$\mathbf{P}' = \mathbf{P} + \mathbf{h}. \quad (45)$$

$w_x, w_y, w_z$  digunakan untuk menghitung  $\mathbf{R}^a$ .

### III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Metode kalibrasi diuji menggunakan data sintetik sebagai validasi lapangan. Data sintetik dibuat menggunakan proyeksi balik dari posisi kawat menjadi seperti citra ultrasonik. Parameter  $\mathbf{R}^a$  dan  $\mathbf{T}^a$  diperoleh berdasarkan (37) dengan meminimalkan fungsi objektif menggunakan (38). Persamaan ini terdiri atas selisih sumbu x dan sumbu y berdasarkan (39) dan (40). Tabel I menunjukkan perhitungan kesalahan rata-rata dari persamaan ini. Gambar 5 menunjukkan *mean squared error* (MSE) sebagai fungsi iterasi.

$$\mathbf{R}_g^A = \begin{bmatrix} -0.9958 & 0.0920 & 0.0082 \\ -0.0920 & -0.9958 & -0.0884 \\ 0 & -0.0888 & 1.0001 \end{bmatrix}$$

dan

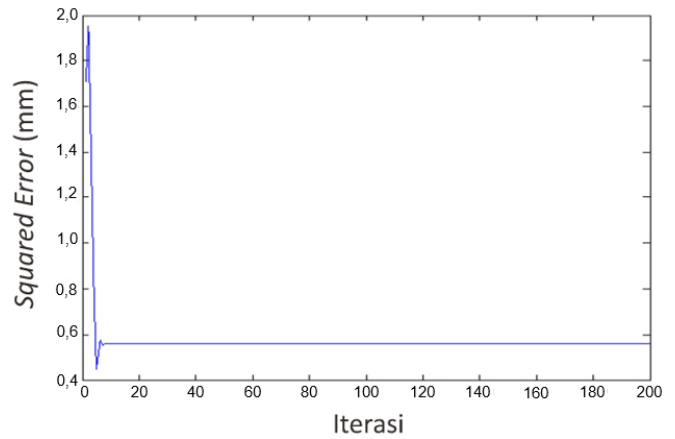
$$\mathbf{T}_G^a = [9.3373 \ -0.5868 \ -0.1945]^T.$$

Matriks  $\mathbf{R}_g^A$  dan  $\mathbf{T}_G^a$  adalah transformasi dari inversi (25). Matriks tersebut merupakan matriks transformasi  $\mathbf{M}_C \mathbf{M}_B$ . Data percobaan diperoleh dengan inversi (25), sehingga menjadi:

$$\begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = T_g^{-1} \begin{bmatrix} x_i^c \\ y_i^c \\ z_i^c \\ 1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} u_i^n \\ v_i^n \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}.$$

Variabel derau  $u_i^n$  dan  $v_i^n$  merupakan 10% dari data maksimum, sedangkan  $T_g$  adalah transformasi yang diperoleh dari keseluruhan data. Berdasarkan Gambar 5, hasil uji coba dengan menggunakan 1.000 data sintetik dan 200 kali iterasi menggunakan LMA menghasilkan MSE minimum sebesar 0,45 mm, sebagaimana pada (29). Selain itu, diperoleh hasil estimasi  $\mathbf{R}_L^A$  dan  $\mathbf{t}_L^a$  posisi rotasi dan translasi citra *B-plane* terhadap hasil estimasi menggunakan LMA dengan *phantom* kawat tunggal.

Matriks berikut adalah  $\mathbf{M}_A$  yang diperoleh dengan menggunakan pendekatan LMA.



Gambar 5. Mean squared error sebagai fungsi iterasi.

TABEL II  
PERBANDINGAN KINERJA

Metode	MSE	Kesalahan Translasi (mm)	Kesalahan Rotasi (°)
LMA	0,559	0,0106	0,25
<i>Independent General Motion</i> [24]	NA	69,8000	19,60
Algoritma Genetika [25]	0,500	4,9000	0,39

$$[\mathbf{M}_C \mathbf{M}_B]^{-1} \begin{bmatrix} x_i^c \\ y_i^c \\ z_i^c \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{M}_A \mathbf{S} \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{R}_L^a = \begin{bmatrix} -0.9957 & 0.0921 & 0.0126 \\ -0.0928 & -0.9925 & -0.0801 \\ 0.0052 & -0.0809 & 0.9967 \end{bmatrix}$$

dan

$$\mathbf{T}_L^a = [9.5829 \ -0.3103 \ -0.2932]^T$$

dengan kesalahan rotasi

$$e_r = |\mathbf{R}_L^a - \mathbf{R}_G^a| = 0.0106$$

dan kesalahan translasi

$$e_t = |\mathbf{T}_L^a - \mathbf{T}_G^a| = 0.3828.$$

Metode LMA memberikan hasil yang lebih unggul jika dibandingkan dengan metode lainnya, seperti terlihat pada Tabel II.

### IV. KESIMPULAN

Sistem kalibrasi ultrasonik 3D menggunakan konfigurasi kawat tunggal dengan LMA telah diusulkan. Pengujian dilakukan dengan kawat bawah air sebagai benda uji yang ditangkap oleh sistem pencitraan ultrasonik. LMA yang digunakan untuk kalibrasi menunjukkan kesalahan rotasi sebesar 0,25° dan kesalahan translasi sebesar 0,3828 mm. Berdasarkan metode ini, akan dikembangkan rekonstruksi 3D secara *real-time* untuk pencitraan vaskular menggunakan sistem ultrasonik dalam penelitian selanjutnya.

### KONFLIK KEPENTINGAN

Tri Arief Sardjono, Eko Mulyanto Yuniarno, I Made Gede Sunarya, I Ketut Eddy Purnama, Mauridhi Hery Purnomo, dan Norma Hermawan menyatakan tidak memiliki konflik kepentingan dengan pihak mana pun.

## KONTRIBUSI PENULIS

Konseptualisasi, Tri Arief Sardjono; metodologi, Eko Mulyanto Yuniarno; analisis formal, I Made Gede Sunarya; validasi, I Ketut Eddy Purnama dan Mauridhi Hery Purnomo; penulisan—penyusunan draf asli, Tri Arief Sardjono, Eko Mulyanto Yuniarno, dan I Made Gede Sunarya; penulisan—peninjauan dan penyuntingan, Norma Hermawan.

## REFERENSI

- [1] S. Allsop, S. Gandhi, N. Ridley, dan M. Spear, "Implementing Ultrasound Sessions to Highlight Living Anatomy for Large Medical Student Cohorts," *Transl. Res. Anat.*, Vol. 22, hal. 1–7, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.tria.2020.100088.
- [2] J. Peng dkk., "Miniaturized High-Resolution Integrated 360° Electronic Radial Ultrasound Endoscope for Digestive Tract Imaging," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 66, No. 5, hal. 975–983, Mei 2019, doi: 10.1109/TUFFC.2019.2903308.
- [3] S. Dastmalchian, H. Aryafar, dan S. Tavri, "Intravascular Ultrasound Guidance for TIPS Procedures: A Review," *AJR Amer. J. Roentgenol.*, Vol. 219, No. 4, hal. 634–646, Okt. 2022, doi: 10.2214/AJR.22.27626.
- [4] J. Peng dkk., "A Novel Synchronous Micro Motor for Intravascular Ultrasound Imaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 66, No. 3, hal. 802–809, Mar. 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2856930.
- [5] B. He, "Focused Ultrasound Help Realize High Spatiotemporal Brain Imaging? - A Concept on Acousto-Electrophysiological Neuroimaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 63, No. 12, hal. 2654–2656, Des. 2016, doi: 10.1109/TBME.2016.2620983.
- [6] S. Fekkes dkk., "Simultaneous Vascular Strain and Blood Vector Velocity Imaging Using High-Frequency Versus Conventional-Frequency Plane Wave Ultrasound: A Phantom Study," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 65, No. 7, hal. 1166–1181, Jul. 2018, doi: 10.1109/TUFFC.2018.2834724.
- [7] Y. Wang dkk., "Deep Attentive Features for Prostate Segmentation in 3D Transrectal Ultrasound," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 38, No. 12, hal. 2768–2778, Des. 2019, doi: 10.1109/TMI.2019.2913184.
- [8] L. Wang dan Z. Xuan, "Study on 3D Ultrasound Imaging Technology for Measuring Bladder Tumour Health Care and Information Sensing," *Meas.*, Vol. 163, hal. 1–8, Okt. 2020, doi: 10.1016/j.measurement.2020.107926.
- [9] C. Zhao dkk., "Role of Contrast-Enhanced Ultrasound Sonography in the Medical Diagnostics of the Disease Activity in Patients with Takayasu Arteritis," *IEEE Access*, Vol. 7, hal. 23240–23248, Jan. 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2896386.
- [10] G.A.G.M. Hendriks, C. Chen, H.H.G. Hansen dan C.L. de Korte, "3-D Single Breath-Hold Shear Strain Estimation for Improved Breast Lesion Detection and Classification in Automated Volumetric Ultrasound Scanners," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 65, No. 9, hal. 1590–1599, Sep. 2018, doi: 10.1109/TUFFC.2018.2849687.
- [11] M. Marsousi, K. Plataniotis, dan S. Stergiopoulos, "Computer-Assisted 3-D Ultrasound Probe Placement for Emergency Healthcare Applications," *IEEE Trans. Ind. Inform.*, Vol. 12, No. 4, hal. 1380–1391, Agu. 2016, doi: 10.1109/TII.2016.2569522.
- [12] S. Holbek dkk., "Ultrasonic 3-D Vector Flow Method for Quantitative In Vivo Peak Velocity and Flow Rate Estimation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control*, Vol. 64, No. 3, hal. 544–554, Mar. 2017, doi: 10.1109/TUFFC.2016.2639318.
- [13] C. Lee, W. Choi, J. Kim, dan C. Kim, "Three-Dimensional Clinical Handheld Photoacoustic/Ultrasound Scanner," *Photoacoustics*, Vol. 18, hal. 1–8, Jun. 2020, doi: 10.1016/j.pacs.2020.100173.
- [14] E. Passmore dan M. Sangeux, "Defining the Medial-Lateral Axis of an Anatomical Femur Coordinate System Using Freehand 3D Ultrasound Imaging," *Gait, Posture*, Vol. 45, hal. 211–216, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.006.
- [15] S. Chung, C. Shih, dan C. Huang, "Freehand Three-Dimensional Ultrasound Imaging of Carotid Artery Using Motion Tracking Technology," *Ultrason.*, Vol. 74, hal. 11–20, Feb. 2017, doi: 10.1016/j.ultras.2016.09.020.
- [16] N. Hermawan, T. Ishii, dan Y. Saijo, "Color Doppler Shear Wave Elastography Using Commercial Ultrasound Machine with Compensated Transducer Scanning Delay," *J. Med. Ultrason.*, Vol. 49, No. 2, hal. 163–173, Apr. 2022, doi: 10.1007/s10396-022-01194-7.
- [17] B. Mathieu, C. Claire, L. Lorenzo, dan V. Arturo, "Temporal and Spatial Calibration of a Freehand 3D Ultrasound Reconstructions System by Using an N-Wire Phantom," *2015 12th Int. Conf. Elect. Eng. Comput. Sci., Autom. Control (CCE)*, 2015, hal. 1–7, doi: 10.1109/ICEEE.2015.7357966.
- [18] Q. Huang dan Z. Zeng, "A Review on Real-Time 3D Ultrasound Imaging Technology," *BioMed Res. Int.*, Vol. 2017, hal. 1–20, Mar. 2017, doi: 10.1155/2017/6027029.
- [19] M.H. Mozaffari dan W.S. Lee, "Freehand 3-D Ultrasound Imaging: A Systematic Review," *Ultrasound in Med., Biol.*, Vol. 43, No. 10, hal. 2099–2124, Okt. 2017, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.06.009.
- [20] T.K. Koo dan N. Silvia, "Actuator-Assisted Calibration of Freehand 3D Ultrasound System," *J. Healthc. Eng.*, Vol. 2018, hal. 1–11, Mei 2018, doi: 10.1155/2018/9314626.
- [21] C. Shen, L. Lyu, G. Wang, dan J. Wu, "A Method for Ultrasound Probe Calibration Based on Arbitrary Wire Phantom," *Cogent Eng.*, Vol. 6, No. 1, hal. 1–13, Apr. 2019, doi: 10.1080/23311916.2019.1592739.
- [22] Q.M. Ghulam, S. Kilaru, S. Ou, dan H. Sillesen, "Clinical Validation of Three-Dimensional Ultrasound for Abdominal Aortic Aneurysm," *J. Vasc. Surg.*, Vol. 71, No. 1, hal. 180–188, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.jvs.2019.03.066.
- [23] J. Suthakorn, N. Tanaiutchawoot, dan C. Wiratkapan, "Ultrasound Calibration with Ladder Phantom at Multiple Depths for Breastbiopsy Navigation System," *Theor. App. Mech. Lett.*, Vol. 10, No. 5, hal. 343–353, Jul. 2020, doi: 10.1016/j.taml.2020.01.037.
- [24] Q. Cai dkk., "Spatial Calibration for 3D Freehand Ultrasound via Independent General Motions," *2020 IEEE Int. Ultrason. Symp. (IUS)*, 2020, hal. 1–3, doi: 10.1109/IUS46767.2020.9251558.
- [25] Q. Cai dkk., "Quantitative Study on Error Sensitivity in Ultrasound Probe Calibration with Hybrid Tracking," *2021 IEEE Int. Ultrason. Symp. (IUS)*, 2021, hal. 1–4, doi: 10.1109/IUS52206.2021.9593708.