

# Sistem Perekam Citra Ultrasonography untuk Deteksi Ujung Kateter

Joko Priambodo\*

<sup>1</sup>Departemen Teknik Elektro Otomasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya 60111, Indonesia

**Email:** \*Corresponding author: joko.priambodo@its.ac.id

## Abstrak

Penyakit jantung menjadi penyebab kematian utama di Indonesia, sebagian besar disebabkan oleh keterbatasan teknologi dalam pengobatan. Salah satu metode pengobatan yang umum digunakan adalah kateterisasi, yang memerlukan sinar-x untuk menemukan ujung kateter. Namun, penggunaan berkelanjutan dari sinar-x dapat meningkatkan risiko kanker. Sebagai alternatif yang lebih aman, ultrasonografi 2D diperkenalkan. Penelitian ini mengkaji bagaimana mengambil gambar dengan ultrasonografi dengan konfigurasi yang tepat. Ditemukan bahwa frekuensi optimal untuk pengambilan gambar adalah 8-10MHz dengan Gain antara 40-20%, yang menghasilkan gambar dengan noise terendah.

**Kata kunci:** 3D Ultrasound, Citra, Konfigurasi, USG

---

Diterima Redaksi: 2-Mei-2023 Selesai Revisi: 8-Mei-2023 Diterbitkan Online: 15-Juli-2023  
DOI: <https://doi.org/10.59378/jcenim.v1i2.24>

---

## I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu pembunuh nomor satu di Indonesia ini dikarenakan oleh karena beberapa faktor beberapa di antaranya adalah perubahan gaya hidup dan pola makan, penggunaan tembakau dan akses terbatas terhadap layanan kesehatan. Untuk melakukan pengobatan terhadap penyakit jantung tersebut maka dokter perlu melakukan diagnosis yaitu dengan cara memeriksa penyumbatan pada arteri koroner, mengukur tekanan di dalam ruang jantung, mengevaluasi fungsi katup dan bilik jantung dan mengidentifikasi kelainan jantung bawaan. Setelah diagnosis dilakukan maka dokter dapat melakukan pengobatan sesuai hasil diagnosis.

Di dalam melakukan diagnosis tersebut, kateter yang dimasukkan ke dalam jantung melalui pembuluh darah untuk melihat kondisi jantung. Prosedur penggunaan kateter adalah dengan meletakkan pasien pada meja yang telah dilengkapi dengan mesin sinar-X yang digunakan melacak posisi kateter yang bergerak di dalam tubuh. Citra dua dimensi yang diperoleh dari mesin sinar-x merupakan dari proyeksi dua dimensi dari ruang tiga dimensi sehingga diperlukanlah suatu keterampilan untuk menterjemahkan citra tersebut menjadi posisi kateter yang akurat.

Untuk menentukan posisi kateter secara akurat. Zhongyi Sun et al melakukan memonitor *intracranial pressure (ICP)* pada *traumatic brain injury (TBI)* pasien dengan meletakkan ICP transducers melalui fiberoptic pada ujung kateter. Untuk melacak posisi dilakukan dengan cara berdasar pada landmark anatomi permukaan.

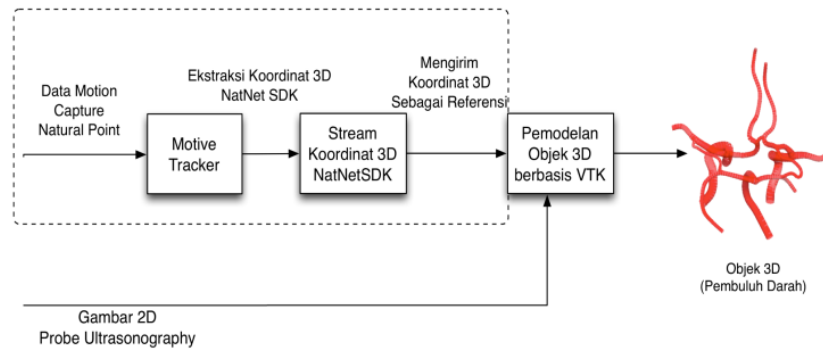
USG atau Ultrasonografi, adalah metode pencitraan yang memanfaatkan gelombang suara berfrekuensi tinggi untuk menampilkan gambaran dari bagian dalam tubuh. Dengan menggunakan USG maka posisi ujung kateter dapat dilacak dengan mudah. Adrian et al melakukan navigasi ujung kateter yang dipandu oleh ultrasonografi dengan harapan akan mencegah kesalahan penempatan kateter vena sentral. Sedangkan peneliti lain telah mengembangkan ultrasonografi untuk menemukan ujung kateter vena sentra yang di masukan secara perifer kangker payudara pada pasien.

Paper ini mengusulkan suatu sistem untuk perekaman citra ultrasound untuk deteksi ujung kateter.

## II. METODOLOGI

### A. Sistem Pelacakan Ujung Kateter Secara Tiga Dimensi

Penelitian pada paper ini adalah bagian dari sistem pelacakan ujung kateter secara tiga dimensi.



Gambar 1: Pembuatan Obyek 3D

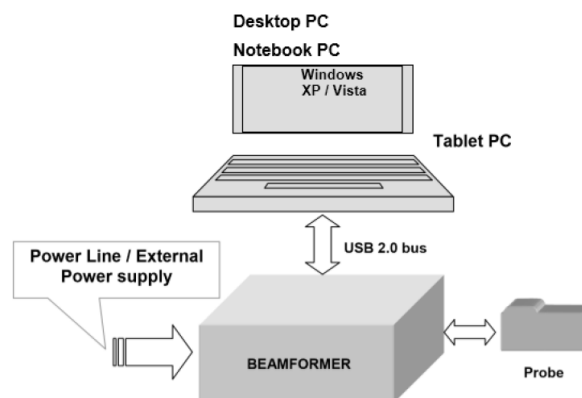
Pada sistem ini, citra USG dipadukan dengan motive tracker 3D yang digunakan untuk menentukan posisi citra USG dalam sistem koordinat tiga dimensi.

Data orientasi citra USG tiga dimensi diperoleh dari tiga buah marker yang ditempatkan pada probe perangkat USG. Ketiga buah marker dilacak menggunakan Motive tracker untuk memperoleh koordinat marker tersebut. Selanjutnya koordinat marker tersebut ditempelkan pada citra 2D ultrasound yang terkait untuk memperoleh orientasi dan posisi citra USG terhadap koordinat acuan.

### B. Perangkat Keras

Selanjutnya, perangkat keras yang disiapkan terdiri dari:

1. Beamformer type logic scan 128CEXT-1Z
2. Power supply Uninterruptible power supply system prolink
3. Probe transducer HL9.0/60/128Z-2
4. Laptop yang digunakan pada penelitian acer 4736Z
5. 100 240 VAC, 50 60 Hz power supply (EN60601-1)
6. Kabel USB 2.0



Gambar 2: Desain Sistem perangkat keras

Perangkat beamformer yang digunakan bertipe type logic scan 128CEXT-1z, perangkat ini dilengkapi dengan probe pemindai ultrasound. Perangkat ini dihubungkan ke komputer melalui USB. Gambar

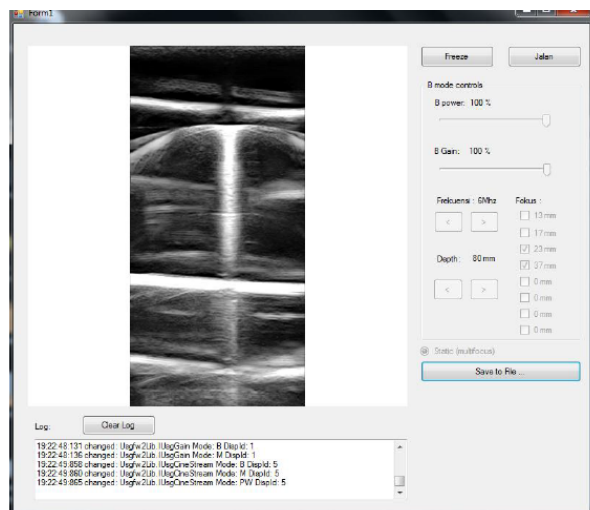
dibawah adalah konfigurasi beamformer typelogic scan 128cest-1 dihubungkan ke komputer bersama dengan motive tracker yang akan digunakan untuk melacak marker pada probe komputer.



Gambar 3: Konfigurasi perangkat keras dan tracker

### C. Perangkat Lunak

Perangkat lunak yang dirancang pada tugas akhir ini memiliki fitur utama untuk melakukan streaming citra mesin USG. Setelah citra dari mesin USG berhasil di streaming maka citra tersebut dapat diatur lima parameternya. Ketika parameter sudah dapat diatur maka obyek yang ingin ditangkap citranya oleh ultrasound dapat ditangkap, tinggal menyimpan citra sehingga dapat dilanjutkan ke penelitian berikutnya. Hasil perancangan perangkat lunak pada tugas akhir ini dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4: Antarmuka perangkat lunak

Pada Gambar 4, dapat diamati pada setiap komponen yang ada pada tampilan antar muka dari perangkat lunak yang telah dirancang. Komponen tersebut adalah:

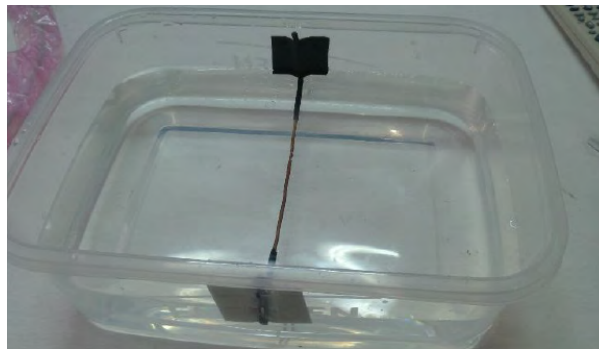
1. **Console log:** Log ini berfungsi memberitahukan komunikasi antara PC atau laptop dengan mesin USG. Setiap ada komunikasi yang terjadi akan muncul kalimat yang memberitahukan kondisi terakhir dari mesin.
2. **Tombol Frekuensi:** Tombol ini mengatur frekuensi yang dikeluarkan oleh transducer USG (5MHz - 10MHz).
3. **Trackbar Gain:** Mengatur penguatan sinyal ultrasound antara 10 sampai 100 persen.
4. **Trackbar Power:** Mengatur daya sinyal ultrasound yang ditembakkan (10-100 persen).

5. **Tombol Depth:** Mengatur kedalaman citra (20mm hingga 90mm).
6. **Tombol Fokus:** Mengatur ketajaman citra dengan 7 pilihan tersedia.
7. **Tombol Freeze:** Menghentikan tampilan citra (freeze frame).
8. **Tombol Run:** Menjalankan kembali streaming citra dari kondisi freeze.
9. **Tombol Save:** Menyimpan citra yang telah dilakukan streaming.

### III. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

#### A. Data Set

Data set diperoleh dari phantom berupa kabel tembaga yang diletakkan pada air seperti diperlihatkan pada Gambar 5. Probe ultrasound akan digunakan untuk merekam tembaga dari berbagai arah dan sudut pandang dengan beberapa parameter setting yang berbeda.



Gambar 5: Phantom berupa kabel tembaga dalam air

Parameter tersebut terdiri dari:

1. Frekuensi setting maksimal = 5 MHz
2. Depth setting maksimal = 90mm
3. Gain setting maksimal = 100 persen
4. Power setting maksimal = 100 persen
5. Fokus setting maksimal pada jarak 3mm

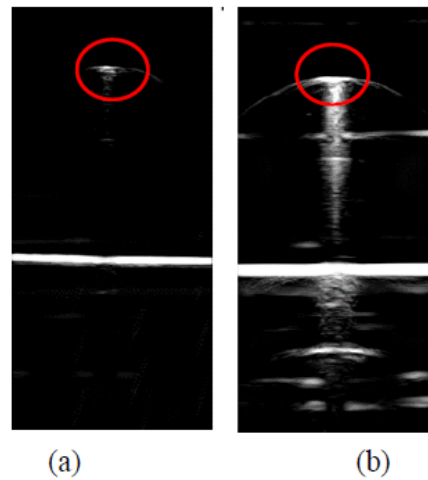
#### B. Pengujian Terhadap Frekuensi yang berbeda

Dari Gambar 6 terlihat bahwa perubahan frekuensi berpengaruh terhadap kualitas citra USG yang dihasilkan. Frekuensi yang lebih tinggi akan mengurangi jumlah noise pada citra USG.

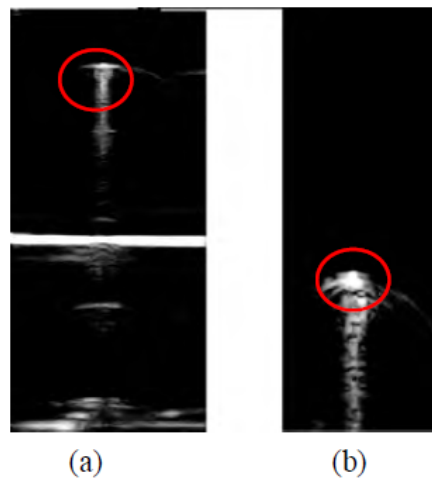
#### C. Pengujian Konfigurasi Depth USG

Pengujian konfigurasi parameter Depth USG ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh kedalaman gelombang USG terhadap citra USG dalam memindai phantom. Pada pengujian ini digunakan dua kedalaman yaitu kedalaman 90mm dan kedalaman 20mm.

Sesuai dengan kedalamannya, maka citra dengan setting parameter depth 90mm mempunyai jangkauan yang lebih panjang apabila dibandingkan dengan parameter depth 20mm.



Gambar 6: (a) Citra USG menggunakan frekuensi 10 MHz, (b) Citra USG menggunakan frekuensi 5 MHz



Gambar 7: Citra USG yang ditangkap menggunakan kedalaman (a) 90mm (b) 20mm

Tabel 1: Hasil Pengujian Gain pada Frekuensi 5MHz

| Frekuensi | Gain | Power | Depth | Fokus | Ketebalan Lingkaran | Noise   | Ketebalan Batas Bawah | Ketebalan Menembus Batas |
|-----------|------|-------|-------|-------|---------------------|---------|-----------------------|--------------------------|
| 5MHz      | 100% | 100%  | 80mm  | 3mm   | banyak              | banyak  | banyak                | banyak                   |
| 5MHz      | 80%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | banyak              | biasa   | banyak                | banyak                   |
| 5MHz      | 60%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | banyak              | biasa   | biasa                 | biasa                    |
| 5MHz      | 40%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | sedikit | biasa                 | sedikit                  |
| 5MHz      | 20%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | sedikit | sedikit               | sedikit                  |

#### D. Pengujian Gain

Pada pengujian gain dilakukan pada gain yang berbeda dengan frekuensi secara gradual naik dari 5MHz sampai dengan 10MHz.

1. Pengujian Gain pada frekuensi 5MHz, Power 100%, Depth 80mm dan fokus 3mm.
2. Pengujian Gain pada frekuensi 6MHz, Power 100%, Depth 80mm dan fokus 3mm.

Tabel 2: Hasil Pengujian Gain pada Frekuensi 6MHz

| Frekuensi | Gain | Power | Depth | Fokus | Ketebalan Lingkaran | Noise   | Ketebalan Batas Bawah | Ketebalan Menembus Batas |
|-----------|------|-------|-------|-------|---------------------|---------|-----------------------|--------------------------|
| 6MHz      | 100% | 100%  | 80mm  | 3mm   | biasa               | banyak  | banyak                | banyak                   |
| 6MHz      | 80%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | biasa               | biasa   | banyak                | banyak                   |
| 6MHz      | 60%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | biasa               | sedikit | biasa                 | biasa                    |
| 6MHz      | 40%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | sedikit | biasa                 | sedikit                  |
| 6MHz      | 20%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | sedikit | sedikit               | sedikit                  |

### 3. Pengujian Gain pada frekuensi 10MHz, Power 100%, Depth 80mm dan fokus 3mm.

Tabel 3: Hasil Pengujian Gain pada Frekuensi 10MHz

| Frekuensi | Gain | Power | Depth | Fokus | Ketebalan Lingkaran | Noise     | Ketebalan Batas Bawah | Ketebalan Menembus Batas |
|-----------|------|-------|-------|-------|---------------------|-----------|-----------------------|--------------------------|
| 10MHz     | 100% | 100%  | 80mm  | 3mm   | biasa               | tidak ada | banyak                | sedikit                  |
| 10MHz     | 80%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | biasa               | tidak ada | biasa                 | sedikit                  |
| 10MHz     | 60%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | tidak ada | biasa                 | sedikit                  |
| 10MHz     | 40%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | sedikit             | tidak ada | sedikit               | tidak ada                |
| 10MHz     | 20%  | 100%  | 80mm  | 3mm   | tidak ada           | tidak ada | sedikit               | tidak ada                |

Parameter frekuensi sangat berpengaruh satu sama yang lain ketika digunakan untuk mendeteksi suatu obyek. Dalam hasil pengujian kombinasi parameter, citra yang paling optimal diperoleh dengan konfigurasi berikut:

1. Frekuensi = 10MHz, Gain = 40%, Depth = 80mm, Fokus = 3mm, Power 100%
2. Frekuensi = 9MHz, Gain = 20%, Depth = 80mm, Fokus = 3mm, Power 100%
3. Frekuensi = 8MHz, Gain = 20%, Depth = 80mm, Fokus = 3mm, Power 100%

## IV. SIMPULAN

dapat disimpulkan dari pengujian pertama bahwa penambahan nilai dari setiap parameter dapat menambah noise atau citra yang tidak diinginkan tertangkap. Dan untuk pengujian kedua rekomendasi untuk kombinasi konfigurasi parameter ultrasound untuk menangkap citra phantom berupa batang besi berada pada frekuensi 8-10MHz dan Gain diantara 20-40%. Pada mesin yang digunakan penelitian hanya mampu hingga 10MHz. Jika ada mesin yang lebih tinggi parameter maka range yang dimiliki juga akan besar juga.

## Daftar Pustaka

- [1] Radiological Society of North America (RSNA), "Ultrasound (sonography)," <http://www.radiologyinfo.org/en/pdf/genus.pdf>, Desember 2014, diakses pada 5 April 2015.
- [2] R. Rohling, "3d free hand ultrasound," Ph.D. dissertation, Churchill College, September 1998.

- [3] J. H. Kim, C. Basoglu, and T. C. Winter, “Programmable ultrasound imaging using multimedia technologies: A next-generation ultrasound machine,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 1, no. 1, Juni 2014.
- [4] D. F. Leotta, “An efficient calibration method for freehand 3-d ultrasound imaging system,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 30, no. 7, Mei 2004, <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301562904001334>.
- [5] R. S. José-Estépar *et al.*, “A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 30, no. 7, pp. 999–1008, 2004.
- [6] “Patient safety - radiation dose in x-ray and ct exams,” [http://www.radiologyinfo.org/en/safety/?pg=sfty\\_xray](http://www.radiologyinfo.org/en/safety/?pg=sfty_xray), 2015, diakses pada 5 Maret 2015.
- [7] Telemed, “Ls128 system,” <http://www.pcultrasound.com/products/ls128/index.html>, 2015, diakses pada 21 Februari 2015.
- [8] N. Radianputra, “Pembuatan sistem penjejak 3d pada ultrasonography probe,” Surabaya, 2015.
- [9] “How ultrasound imaging works explained simply,” [http://www.howequipmentworks.com/ultrasound\\_basics/](http://www.howequipmentworks.com/ultrasound_basics/), Maret 2015, diakses pada Maret 2015.

□