



UNIVERSITAS INDONESIA

**ANALISIS CITRA *ULTRASOUND*
UNTUK DIAGNOSIS LESI PAYUDARA**

TESIS

**ASRIYANTO
0906620644**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM PASCASARJANA
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
JAKARTA
JUNI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**ANALISIS CITRA *ULTRASOUND*
UNTUK DIAGNOSIS LESI PAYUDARA**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains

**ASRIYANTO
0906620644**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM PASCASARJANA
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
JAKARTA
JUNI 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Asriyanto

NPM : 0906620644

Tanda Tangan : 

Tanggal : 30 Juni 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :

Nama : Asriyanto
NPM : 0906620644
Program Studi : Magister Fisika
Judul Tesis : Analisis Citra *Ultrasound* Untuk Diagnosis Lesi Payudara

Telah berhasil dipertahankan dihadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Magister Fisika, Kekhususan Fisika Medis dan Biofisika, Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof.Dr. Djarwani S.Soejoko (.....)

Penguji : Dr. Musaddiq Musbach (.....)

Penguji : Dr. Warsito (.....)

Penguji : Dr. Supriyanto Pawiro (.....)

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 30 Juni 2012

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur saya panjatkan kehadirat Allah SWT Yang Maha Agung dan Maha Menolong hambaNya, yang telah melimpahkan rahmat dan pertolonganNya, sehingga saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Sains Program Studi Magister Fisika, Program Kekhususan Fisika Medis dan Biofisika Pasca Sarjana, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Saya sangat menyadari sepenuhnya bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, mulai dari masa perkuliahan sampai pada tahap penyusunan tesis ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan tesis ini. Oleh karena itu, saya menyampaikan rasa terima kasih luar biasa yang sangat tulus kepada :

1. Ibu Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko selaku dosen pembimbing yang sungguh luar biasa telah banyak meluangkan waktu, tenaga, pikiran dan tempat untuk mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini, kekaguman saya atas pengorbanan dan keteladanan ibu sungguh sangat menginspirasi saya ;
2. Dewan Penguji yang telah menjadi penguji dan memberikan masukan serta koreksi terhadap tesis ini;
3. Pihak Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Jakarta II , Ibu Gando, Bapak Wien, Mas Deny dan Mas Guntur yang telah memberikan kemudahan dalam penelitian untuk penyusunan tesis ini;
4. Pihak RSCM, dr.Iskandar R. Budianto Sp.BA, dr.Windy, Sp.Rad, dan Pak Apin, yang telah memberikan izin dan mendampingi saya dalam pengambilan data;
5. Pihak RSKD, Ibu Yeli yang telah memberi masukan dan mendampingi dalam pengambilan data;
6. Seluruh Civitas Akademika SMAN 70 Jakarta yang telah memberikan dorongan semangat, banyak membantu dan memberikan kelonggaran waktu kepada saya untuk kuliah dan menyelesaikan tesis ini;
7. Ibu Dr. Desnita, M.Si, dosen pembimbing penulis saat kuliah S1 di UNJ yang memberikan inspirasi dan motivasi untuk terus melanjutkan kuliah ke jenjang yang lebih tinggi;

8. Teman-teman fisika medis, Yakub, Pak Bondan, Mas Satrial Male, Mba Iin, Mbak Yaya, Mbak Leni, Mas Syaiful, Mas Harjono, Mas Arief, Mas Kunto, Mbak Gati, Mbak Arreta, Mas Sapto dan semua rekan fisika medis semoga jalinan kekeluargaan kita tetap lestari sepanjang masa.

Teristimewa untuk Ibunda tercinta, Isna, atas kasih sayang dan ketulusan yang luar biasa serta dukungan moril dan doa yang tak pernah putus kepada penulis. Almarhum Ayah atas ketulusan cinta dan perjuangannya untuk mendidik penulis. Terima kasih juga untuk Kakak, Aswarizal dan Adik, Noviasuti dan Desi Astriani, karya ini adalah keberhasilan kita bersama. Demikian juga terima kasih yang sebesar-besarnya untuk drg. Annisa Septalita, S.Kg yang telah setia senantiasa memberi dukungan semangat dan do'a serta dorongan kepada penulis untuk menyelesaikan tesis ini.

Akhirnya penulis berharap semoga semua jerih payah ini dapat menjadi amal kebaikan dihadapan Allah SWT seraya mengharap ridho serta rahmat dariNYA. Semoga hasil penelitian ini kelak bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dikemudian hari. Penulis menyadari sepenuhnya bahwa tulisan ini masih banyak kekurangan dan jauh dari sempurna, untuk itu kritik dan saran yang bersifat membangun sangat penulis harapkan. Terima kasih

Jakarta , 30 Juni 2012

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini

Nama : Asriyanto
NPM : 0906620644
Program Studi : Magister Fisika
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Tesis

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

Analisis Citra *Ultrasound* Untuk Diagnosis Lesi Payudara

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta
Pada tanggal : 30 Juni 2012
Yang Menyatakan



(Asriyanto)

ABSTRAK

Nama : Asriyanto
Program studi : Magister Fisika Medis
Judul : Analisis Citra Ultrasound Untuk Diagnosis Lesi Payudara

Telah dilakukan identifikasi terhadap citra USG payudara normal, *benign* dan *malignant*. Diperoleh rentang nilai *pixel* untuk lesi *benign* 22-26 dan rentang lesi *malignant* 37-39. Pada citra USG normal diperoleh nilai *pixel fat* sebagai acuan (*isoechoic*) pada rentang 49-55. Diperoleh nilai rasio (a/b) dari panjang (a) dan tinggi (b) lesi untuk kasus *benign* >1 dan untuk *malignant* $a/b < 1$. Evaluasi citra dilakukan dengan menggunakan *Software Image-J*. Hasil penelitian menunjukkan karakteristik yang berbeda dari beberapa lesi payudara pada citra USG yang sulit diamati secara visual biasa. Metode ini diharapkan dapat membantu diagnosis lesi payudara sebagai upaya deteksi dini kanker payudara. Telah dilakukan filterisasi citra USG payudara dengan *Adobe CS6 Extended* untuk mendeteksi kehadiran mikrokalsifikasi, citra USG hasil filterisasi berhasil menunjukkan kehadiran mikrokalsifikasi yang sebelumnya tidak tampak secara visual.

Kata kunci :

Citra *Ultrasound*, Diagnosis Lesi Payudara, *Ultrasound* payudara

ABSTRACT

Name : Asriyanto
Study Program : Magister of Medical Physics
Title : Analysis for diagnosis of breast lesions on ultrasound

Identification has been done on breast ultrasound image of normal, benign and malignant. Range of pixel values obtained for benign lesions in ranges 22-26 and malignant lesions in ranges 37-39. In the normal ultrasound image obtained pixel value as the reference fat (isoechoic) in the range 49-55. Obtained value of the ratio (a/b) of the length (a) and high (b) cases of benign lesions for > 1 and for malignant (a/b) < 1 . Image evaluation performed using Image-J software. The results show different characteristics from multiple breast lesions on ultrasound images are difficult to observe visually normal. This method is expected to aid in the diagnosis of breast lesions as a means of early detection of breast cancer. Filtering has been performed breast ultrasound images with Adobe CS6 Extended to detect the presence of microcalcifications, ultrasound image filtering results successfully showed the presence of microcalcifications that were not perceivable.

Keywords:

Ultrasound Image, diagnosis of breast lesions, breast ultrasound

DAFTAR ISI

| | |
|--|----------|
| HALAMAN JUDUL..... | i |
| HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS..... | ii |
| LEMBAR PENGESAHAN..... | iii |
| KATA PENGANTAR..... | iv |
| LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH..... | vi |
| ABSTRAK..... | vii |
| DAFTAR ISI..... | ix |
| DAFTAR GAMBAR..... | xi |
| DAFTAR TABEL..... | xiii |
| DAFTAR LAMPIRAN..... | xiv |
| 1 PENDAHULUAN | 1 |
| 1.1. Latar Belakang | 1 |
| 1.2. Perumusan Masalah | 2 |
| 1.3. Tujuan Penelitian | 2 |
| 1.4. Manfaat Penelitian | 3 |
| 1.5. Pembatasan Masalah | 3 |
| 2 TEORI | 4 |
| 2.1 <i>Gelombang Ultrasound</i> | 4 |
| 2.1.1 Karakteristik Gelombang <i>Ultrasound</i> | 4 |
| 2.1.2 Prinsip Kerja Ultrasonografi | 11 |
| 2.1.3 <i>Transducer Ultrasound</i> | 11 |
| 2.1.4 Resolusi citra <i>Ultrasound</i> | 15 |
| 2.2 Anatomi Payudara | 16 |
| 2.2.1 Anatomi Payudara Normal | 16 |
| 2.3 Jenis-Jenis Kanker Payudara | 18 |
| 2.3.1 <i>In Situ Breast Cancer</i> | 18 |
| 2.3.1.1 <i>Ductal Carcinoma In Situ (DCIS)</i> | 18 |
| 2.3.2.1 <i>Lobular Carcinoma In Situ (LCIS)</i> | 20 |
| 2.3.2 <i>Invasive Breast Cancer</i> | 21 |
| 2.3.2.1 <i>Invasive Ductal Carcinoma (IDC)</i> | 21 |
| 2.3.2.2 <i>Invasive Lobular Carcinoma (ILC)</i> | 22 |
| 2.4. Sono-anatomi Payudara | 23 |
| 2.4.1 Sono-anatomi Payudara Normal | 23 |
| 2.4.1.1 Gambaran USG payudara wanita pra-menopause | 25 |
| 2.4.1.2 Gambaran USG payudara wanita peri-menopause | 26 |
| 2.4.1.3 Gambaran USG payudara wanita pasca-menopause | 27 |
| 2.4.2 Sono-anatomi payudara tidak normal (kelainan) | 28 |
| 2.4.2.1 Kelainan Payudara Jinak | 28 |
| 1. Kista | 28 |
| 2. Fibroadenoma | 28 |
| 3. Fibrokistik | 30 |
| 4. Lipoma | 31 |

| | | |
|----------------------------|--|-----------|
| 2.4.2.2 | Kelainan Payudara Ganas | 32 |
| 1. | Keganasan payudara dengan batas kabur | 33 |
| 2. | Keganasan payudara dengan batas jelas | 33 |
| 3. | Karsinoma | 34 |
| 3. | METODE PENELITIAN | 39 |
| 3.1. | Peralatan | 39 |
| 3.2. | Metode Penelitian | 39 |
| 4 | HASIL DAN PEMBAHASAN | 42 |
| 4.1 | Hasil Penelitian | 42 |
| 4.1.1 | Uji kinerja Pesawat USG | 42 |
| 4.1.2 | Citra USG Payudara dengan berbagai kasus | 47 |
| 4.2. | Pembahasan | 55 |
| 5 | KESIMPULAN DAN SARAN | 58 |
| 5.1. | Kesimpulan | 58 |
| 5.2. | Saran | 59 |
| DAFTAR PUSTAKA..... | | 60 |
| DAFTAR LAMPIRAN | | |
| Lampiran 1. | <i>Phantom</i> USG..... | 62 |
| Lampiran 2. | Citra Payudara Normal..... | 63 |
| Lampiran 3. | Citra Lesi <i>Benign</i> | 66 |
| Lampiran 4. | Citra Lesi <i>Malignant</i> | 71 |

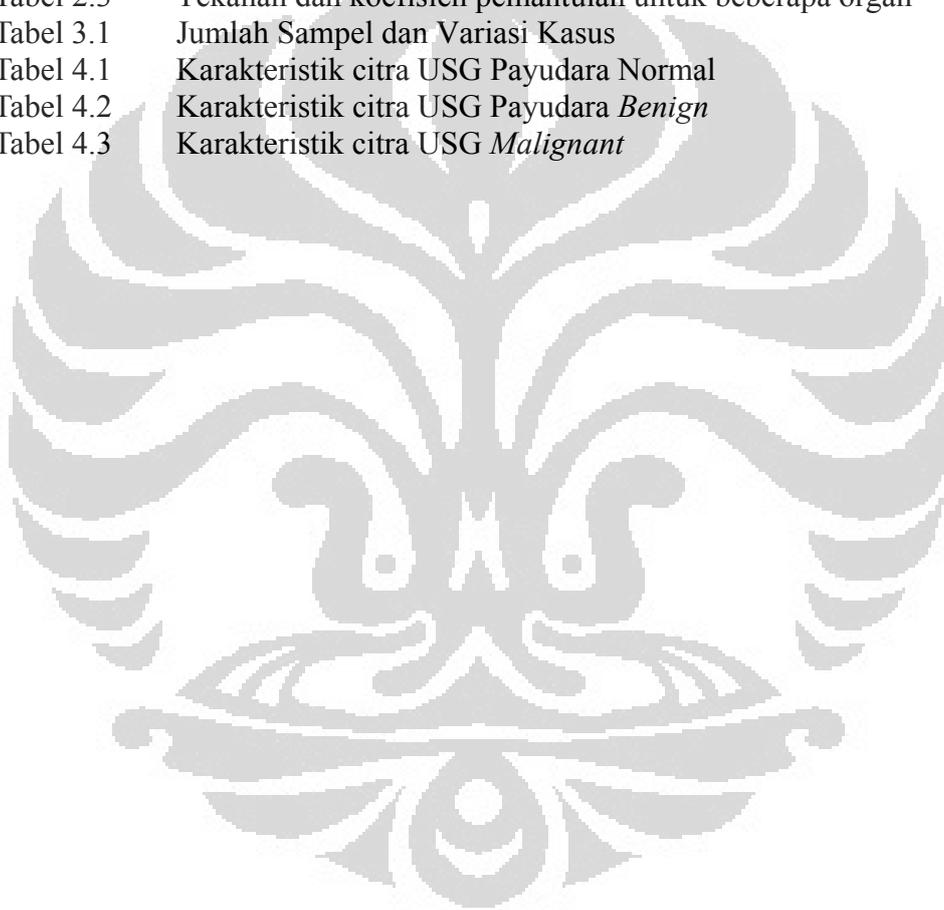
DAFTAR GAMBAR

| | | |
|--------------|---|----|
| Gambar 2.1 | Grafik nilai frekuensi terhadap koefisien atenuasi dalam tubuh | 8 |
| Gambar 2.2 | Pemantulan Gelombang lurus | 8 |
| Gambar 2.3 | Diagram blok system gelombang pulsa dan sinyal hasil | 11 |
| Gambar 2.4 | Penentuan posisi obyek pada <i>ultrasound</i> | 12 |
| Gambar 2.5 | Gelombang <i>echo</i> dan selang waktu dalam penentuan posisi | 12 |
| Gambar 2.6 | Bagian-bagian utama <i>transducer</i> | 13 |
| Gambar 2.7 | Menebal dan menipisnya <i>transducer</i> | 14 |
| Gambar 2.8 | Semakin panjang pulsa gelombang akan semakin sempit <i>bandwidth</i> | 14 |
| Gambar 2.9 | <i>Quality factor</i> | 15 |
| Gambar 2.10 | Perbedaan antara resolusi <i>axial, lateral, contrast</i> dan <i>temporal</i> | 16 |
| Gambar 2.11 | Anatomi payudara normal | 17 |
| Gambar 2.12 | Sistem saluran kelenjar payudara normal | 18 |
| Gambar 2.13 | Penampang <i>Ductal Carcinoma In Situ</i> | 19 |
| Gambar 2.14 | Type dan Grade DCIS..... | 20 |
| Gambar 2.15 | Penampang Saluran pada <i>Lobular Carcinoma In Situ</i> | 21 |
| Gambar 2.16 | Penampang Saluran pada <i>Invasive Ductal carcinoma</i> | 22 |
| Gambar 2.17a | Penampang Saluran Ductal Pada <i>Invasive Lobular Carcinoma</i> | 23 |
| Gambar 2.17b | Kista | 23 |
| Gambar 2.18 | Sono-anatomi payudara normal | 26 |
| Gambar 2.19 | Sono-anatomi Payudara normal | 26 |
| Gambar 2.20 | Sono-anatomi payudara normal wanita pra-menapuse | 27 |
| Gambar 2.21 | Sono-anatomi payudara normal wanita peri-menapause | 28 |
| Gambar 2.22 | Sono-anatomi payudara normal wanita pasca-menapause | 28 |
| Gambar 2.23 | Citra USG untuk kista pada payudara..... | 29 |
| Gambar 2.24 | Citra kista payudara dengan USG | 30 |
| Gambar 2.25 | Kalsifikasi dinding kista payudara | 30 |
| Gambar 2.26 | Fibroadenoma payudara | 31 |
| Gambar 2.27 | Kelainan Fibrokistik | 31 |
| Gambar 2.28 | Lipoma dengan bentuk lesi hipo-ekoik oval | 32 |
| Gambar 2.29 | Lipoma | 33 |
| Gambar 2.30 | Lipoma pada wanita tua | 33 |
| Gambar 2.31 | Karsinoma payudara | 35 |
| Gambar 2.32 | Karsinoma payudara | 36 |
| Gambar 2.33 | Mikrokalsifikasi pada karsinoma payudara | 36 |
| Gambar 2.34 | Karsinoma payudara tanpa mikrokalsifikasi..... | 37 |
| Gambar 2.35 | Karsinoma payudara dini..... | 37 |

| | | |
|-------------|---|----------|
| Gambar 2.36 | Karsinoma payudara dengan <i>PAS</i> | 37 |
| Gambar 2.37 | Karsinoma payudara dini..... | 38 |
| Gambar 2.38 | Karsinoma payudara dengan kalsifikasi kasar..... | 38 |
| Gambar 2.39 | Karsinoma payudara, tampak lesi hipo-ekoik | 38 |
| Gambar 4.1 | Hasil Uji <i>Uniformity</i> | 42 |
| Gambar 4.2 | Hasil Uji <i>Dead Zone</i> | 42 |
| Gambar 4.3 | Hasil Uji <i>Depth of Penetration</i> | 43 |
| Gambar 4.4 | Hasil Uji <i>Beam Profile</i> | 43 |
| Gambar 4.5 | Hasil Uji <i>Horizontal Distance</i> | 44 |
| Gambar 4.6 | Hasil Uji <i>Vertical Distance</i> | 45 |
| Gambar 4.7 | Hasil Uji <i>Anechoic Mass Resolution</i> | 45 |
| Gambar 4.8 | Hasil Uji <i>Gray Scale Contrast Resolution</i> | 46 |
| Gambar 4.9 | Hasil Uji <i>Gray Scale Contrast Resolution</i> | 46 |
| Gambar 4.10 | Citra USG payudara normal (A) berumur 23 tahun | 47 |
| Gambar 4.11 | Citra USG payudara dengan lesi benign pasien (F),usia 22 | 48 |
| Gambar 4.12 | Grafik nilai rasio panjang lesi (a) dan tinggi lesi (b) pada lesi <i>benign</i> dan <i>malignant</i> | 50 |
| Gambar 4.13 | Distribusi nilai <i>pixel</i> pada lesi <i>benign</i> ,lesi <i>malignant</i> dan <i>fat</i> | 50 |
| Gambar 4.14 | Citra USG payudara dengan lesi malignant pasien (O), berusia 46 tahun | 51 50 |
| Gambar 4.15 | (a) Citra USG payudara normal (b)mikrokalsifikasi filterisasi citra a) dengan <i>Adobe CS6 Extended</i> | 52 |
| Gambar 4.16 | (a) citra payudara dengan lesi <i>benign</i> . (b)mikrokalsifikasi filter pada citra a) hasil filterisasi dengan <i>Adobe CS6 Extended</i> | 53 |
| Gambar 4.17 | Hasil filterisasi citra payudara dengan lesi <i>malignant</i> | 54 |

DAFTAR TABEL

| | | |
|-----------|---|----|
| Tabel 2.1 | Nilai besaran-besaran <i>ultrasound</i> pada jaringan tubuh manusia | 5 |
| Tabel 2.2 | Nilai impedansi akustik pada beberapa organ | 7 |
| Tabel 2.3 | Tekanan dan koefisien pemantulan untuk beberapa organ | 9 |
| Tabel 3.1 | Jumlah Sampel dan Variasi Kasus | 41 |
| Tabel 4.1 | Karakteristik citra USG Payudara Normal | 47 |
| Tabel 4.2 | Karakteristik citra USG Payudara <i>Benign</i> | 48 |
| Tabel 4.3 | Karakteristik citra USG <i>Malignant</i> | 49 |



DAFTAR LAMPIRAN

| | |
|---|----|
| Lampiran 1. <i>Phantom</i> USG..... | 62 |
| Lampiran 2. Citra Payudara Normal..... | 63 |
| Lampiran 3. Citra Lesi <i>Benign</i> | 66 |
| Lampiran 4. Citra Lesi <i>Malignant</i> | 71 |



BAB 1 PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Pada saat ini *ultrasound* banyak digunakan oleh Rumah sakit sebagai alat penunjang diagnosa. Penggunaan *ultrasound* semakin diminati karena dianggap relatif tidak memiliki efek radiasi tidak seperti pada sinar-X atau sinar gamma. *Ultrasound* juga di anggap relatif tidak menyakiti pasien dan harganya relatif terjangkau oleh masyarakat luas. Penggunaan *Ultrasound* dilakukan untuk pemeriksaan payudara, hal ini dilakukan karena kemunculan kasus kanker payudara di Indonesia menempati urutan pertama untuk jenis kanker yang menyerang wanita [1].

Payudara yang merupakan kelenjar yang terletak dibawah kulit fungsi utamanya adalah memproduksi susu untuk nutrisi bayi. Bagian utama dari payudara adalah, korpus (yang didalamnya terdapat unit terkecil yang disebut fibroglandular), lemak dan papilla. Komposisi fibroglandular dan lemak bergantung kepada usia.

Ultrasonografi payudara (*breast ultrasound*), sering digunakan untuk mengevaluasi ketidaknormalan payudara yang ditemukan saat pemeriksaan pada jaringan fibroglandular (khususnya pada usia di bawah 25 tahun).Ultrasonografi payudara memiliki resolusi kontras yang baik sehingga dapat membedakan area normal dengan area cairan yang merupakan gambaran kista .

Pemeriksaan ultrasonografi merupakan pemeriksaan yang sangat penting untuk dapat memperoleh citra mengenai struktur lesi, pola dan bentuk serta ukuran lesi. Dari citra yang diperoleh akan mendasari adanya kelainan atau tidak pada payudara[2].

Kelainan pada payudara biasanya diawali dengan adanya mikrokalsifikasi ,timbunan mineral ini memiliki densitas yang lebih besar daripada jaringan di sekitarnya. Adanya mikrokalsifikasi ini adalah inidikasi awal adanya tumor payudara dan memiliki potensi menjadi *malignant*.

Pada pemeriksaan dengan USG, adanya mikrokalsifikasi tidak begitu tampak secara visual. Densitas yang lebih besar pada bagian *duct* menyebabkan

sedikit gelombang *ultrasound* yang dipantulkan kembali ke *transducer* sehingga hal inilah kemudian yang menyebabkan terjadinya *shadowing* pada citra payudara yang diperoleh pada lesi *malignat*. Perlu dilakukan analisis terhadap citra USG payudara untuk mengamati karakteristik yang sulit teramati secara visual sehingga dalam hal ini dilakukan analisis dengan menggunakan *software* pengolah citra.

Disamping itu untuk mendapatkan suatu hasil gambaran ultrasonografi yang baik sehingga diagnosa yang dihasilkan dapat bersifat akurat dan informatif maka dipengaruhi oleh beberapa faktor, yakni : kelayakan alat (USG) yang digunakan, tehnik skening, pengetahuan dan penguasaan alat, pemahaman anatomi *cross-sectional* yang baik dan kemampuan menganalisis hasil citra yang telah di peroleh.

Hasil citra yang baik tentu harus diikuti dengan proses analisis citra yang baik pula, untuk mendapatkan hasil diagnosis yang seakurat dan seinformatif mungkin. Penggunaan *software* pengolah citra untuk menganalisis citra diharapkan dapat meningkatkan keakuratan diagnosis pada deteksi kelainan pada payudara.

Beberapa metode pengujian kelayakan alat USG telah banyak dikembangkan misalnya dengan *Quality Assurance* dan *Quality Control*. Disamping itu keterampilan dari operator sangat berpengaruh pada hasil citra yang dihasilkan.

1.2 Perumusan Masalah

Analisis citra menggunakan *software* pengolah citra selain dengan visual diharapkan akan meningkatkan diagnosis yang akan membantu para klinisi untuk mendeteksi keberadaan tumor pada payudara lebih dini. Persiapan peralatan untuk mendapatkan hasil citra yang baik dilakukan dengan QA dengan menggunakan *phantom* untuk *ultrasound*.

1.3 Tujuan Penelitian

Pada penelitian ini juga bertujuan melakukan analisis citra USG dengan menggunakan *software* pengolah citra sehingga diharapkan dapat berguna pada upaya pendeteksian kelainan pada payudara .

Penelitian ini juga bertujuan untuk melakukan pengujian pada USG untuk memastikan USG dalam keadaan yang masih baik untuk dapat menghasilkan citra yang baik pula sehingga diagnosis akan lebih akurat.

1.4 Manfaat Penelitian

Hasil penelitian dapat digunakan sebagai masukan kepada rumah sakit khususnya bidang pencitraan diagnostik, untuk melakukan jaminan kualitas, khususnya alat USG yang digunakan, juga untuk analisis terhadap hasil citra yang diperoleh untuk diagnosis lebih lanjut.

1.5 Pembatasan Masalah

Permasalahan yang akan diteliti pada penelitian ini adalah analisis *pixel* pada lesi payudara hasil citra *ultrasound*. Sebelumnya juga dilakukan persiapan untuk menguji kelayakan USG yang digunakan dengan melakukan pengujian *Quality Assurance* pada USG tersebut sebelumnya.

BAB 2 KAJIAN TEORI

2.1 Gelombang *Ultrasound*

2.1.1 Karakteristik Gelombang *Ultrasound*

Ultrasound adalah nama gelombang suara pada frekuensi tinggi lebih dari 20 kHz. Gelombang yang tak terdengar telinga manusia ini dapat ditransmisikan dalam bentuk berkas dan digunakan untuk pemeriksaan jaringan tubuh. *Ultrasound* memiliki karakteristik sebagai gelombang suara dimana dapat mengalami pemantulan, penghamburan dan sifat-sifat gelombang suara lainnya. Tipe pulsa *ultrasound* yang dihasilkan oleh USG memiliki frekuensi 2-10 MHz. Jaringan yang berbeda akan mengubah gelombang tersebut dengan cara yang berbeda: sebagian memantulkannya secara langsung sedangkan sebagian lainnya menghamburkan gelombang itu sebelum kembali kepada *transducer* sebagai gelombang *echo*[3].

Pencitraan diagnostik dengan *ultrasound* berdasarkan sifat mekanik jaringan. Limitasi pemeriksaan bergantung pada : *barrier*/rintangan oleh gas dan tulang, derajat skill dan pengalaman pemeriksa. Pulsa *ultrasound* yang dipantulkan dan terdeteksi lewat *transducer* harus diperkuat dan diamplifikasi kembali. Ketika menggunakan USG harus dihasilkan gambar USG yang seimbang, yaitu gambar yang mengandung berbagai gelombang *echo* dengan kekuatan yang kurang lebih sama dari semua kedalaman jaringan. Ketika *echo* kembali kepada *transducer*, peta dua dimensi dari semua jaringan yang sudah ada dalam berkas pancaran suara tersebut dapat direkonstruksi. Informasi tersebut disimpan dalam komputer dan diperlihatkan pada monitor. *Echo* yang kuat dikatakan mempunyai intensitas yang tinggi dan tampak sebagai titik-titik yang lebih terang pada layar. Karakter gelombang pada *ultrasound* dinyatakan oleh besaran-besaran yakni: frekuensi, panjang gelombang, laju, amplitudo dan intensitas. Frekuensi atau laju getaran, *ultrasound* untuk diagnostik 1 – 15 MHz, untuk *ophthalmologi* dipakai frekuensi mencapai 30 MHz. Frekuensi berkaitan dengan bentuk berkas gelombang, kenaikan frekuensi menurunkan diameter divergensi berkas.

Divergensi berkas juga dipengaruhi oleh diameter sumber pemancar. Frekuensi berpengaruh pada resolusi citra dan daya tembus gelombang.

Laju ditentukan oleh sifat medium, elastisitas dan kerapatan. Elastisitas dinyatakan dengan modulus elastisitas bulk (B), ukuran tegang-lentur medium, rasio tekanan yang diberikan pada massa medium tertentu dengan perubahan volume

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (2.1)$$

dengan ρ menyatakan densitas medium.

Jaringan mempunyai perbedaan lebih tinggi dalam kompresibilitas dibanding dengan densitas, sehingga laju *ultrasound* dalam tulang (tidak dapat ditekan, nilai κ tinggi) relatif tinggi. Harga c dalam jaringan lunak 1540 m/sekon atau 1.54 mm/ μ sek. Dalam paru-paru cepat rambat sekitar 0.3 – 1.2 mm/ μ sek.

Panjang gelombang (λ), adalah jarak yang dibutuhkan oleh satu getaran gelombang.

$$\lambda = cf \quad (2.2)$$

$$c \text{ (mm}/\mu \text{ sek)} = \lambda \text{ (mm)} \times f \text{ (MHz)}$$

Tabel 2.1 Nilai besaran-besaran *ultrasound* pada jaringan tubuh manusia

| Medium | Speed of sound (ms ⁻¹) | Characteristic Impedance (kgm ² s ⁻¹) | α/f (dBcm ⁻¹ MHz ⁻¹) | Half-depth at 3 MHz cm |
|--------------------------------------|------------------------------------|--|---|------------------------|
| Blood (whole) | 1585 | 1.68 x 10 ⁶ | 0.2 | 1.2 |
| Liver | 1580 | 1.66 x 10 ⁶ | 0.6 | 1.7 |
| Muscle (skeletal) | 1575 | 1.64 x 10 ⁶ | 1 | 1 |
| Fat (average) | 1430 | 1.31 x 10 ⁶ | 0.4-1.4 | 2.5-0.7 |
| Bone (skull, outer) | 2800 | 5.60 x 10 ⁶ | 22 | 0.04 |
| Water(20 ^o C, 1 atm) | 1482 | 1.48 x 10 ⁶ | (0.0022 dB cm ⁻¹ MHz ⁻²) | 150 |
| Air (20 ^o C,10% humidity) | 331 ^a | 392 | (1.6 dB cm ⁻¹ MHz ⁻²) ^b | 0.2 |

Resolusi dari citra *ultrasound* dan atenuasi dari energi gelombang *ultrasound* bergantung pada panjang gelombang dan frekuensi. Gelombang *ultrasound* dengan frekuensi tinggi (panjang gelombang kecil) menghasilkan

resolusi yang baik dan citra yang lebih detail daripada penggunaan frekuensi yang lebih rendah. Gelombang *ultrasound* dengan frekuensi rendah memiliki panjang gelombang yang lebih besar dan resolusi yang rendah akan tetapi penetrasi akan jauh lebih dalam. Pemilihan frekuensi *ultrasound* bergantung pada aplikasi citra yang diinginkan. Untuk tubuh yang tebal (contohnya pencitraan abdominal), digunakan frekuensi gelombang ultrasound yang lebih rendah (3.5 – 5 Mhz), sedangkan untuk pencitraan organ yang dekat dengan kulit (contohnya thyroid, payudara) digunakan frekuensi yang lebih tinggi (7.5 - 10 MHz). Hampir seluruh pencitraan medis menggunakan rentang frekuensi 2 – 10 MHz. [3]

Amplitudo menyatakan perubahan maksimum tekanan dari keadaan dasar. Amplitudo berpengaruh pada intensitas, sedangkan Intensitas (I) menyatakan jumlah energi yang datang tegak lurus permukaan per satuan luas per satuan waktu. Satuan I adalah W/m^2 dan untuk *ultrasound* sering dinyatakan dalam W/cm^2 atau mW/cm^2 atau daya per satuan luas Watt/ m^2 atau Watt/ cm^2

$$I = \frac{\left(\frac{1}{2}\right) A^2}{\rho c} \quad (2.3)$$

Perbandingan intensitas sering diperlukan, agar harganya tidak terlalu besar dinyatakan dengan logaritmanya dengan satuan bel atau *decibel* (0.1 bel)

Impedansi (Z) adalah Konstanta kesebandingan antara p dan v dalam suatu medium. Tekanan meningkat bila partikel ditekan dan didorong ke depan, dan menurun pada saat partikel ditarik balik dan meregang. Kecepatan positif bila partikel menjauhi sumber, sebaliknya negatif bila mendekati sumber. Kecepatan (sesaat) gelombang (v) sebanding dengan ekses tekanan p

$$p = \text{konstanta} \times v \quad (2.4)$$

Konstanta kesebandingan antara p dan v dalam suatu medium disebut impedansi (Z), $Z = p/v$ dan dapat diperoleh sebagai perkalian densitas ρ dengan laju *ultrasound* c .

$$Z = \rho c \quad (2.5)$$

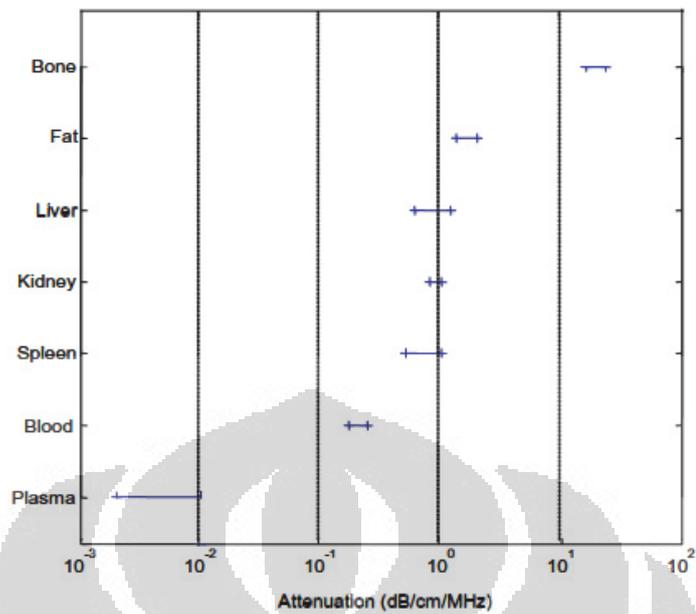
Nilai Z tidak tergantung pada frekuensi, untuk jaringan lunak dan air $\sim 1.5 \text{ kg/m}^2\text{s}$

Tabel.2.2 Nilai Impedansi akustik pada beberapa organ

| Tissue | Z (rayls) |
|------------|--------------------|
| Air | 0.04×10^6 |
| Lung | 0.18×10^6 |
| Fat | 1.34×10^6 |
| Water | 1.48×10^6 |
| Kidney | 1.63×10^6 |
| Blood | 1.65×10^6 |
| Liver | 1.65×10^6 |
| Muscle | 1.71×10^6 |
| Skull bone | 7.80×10^6 |

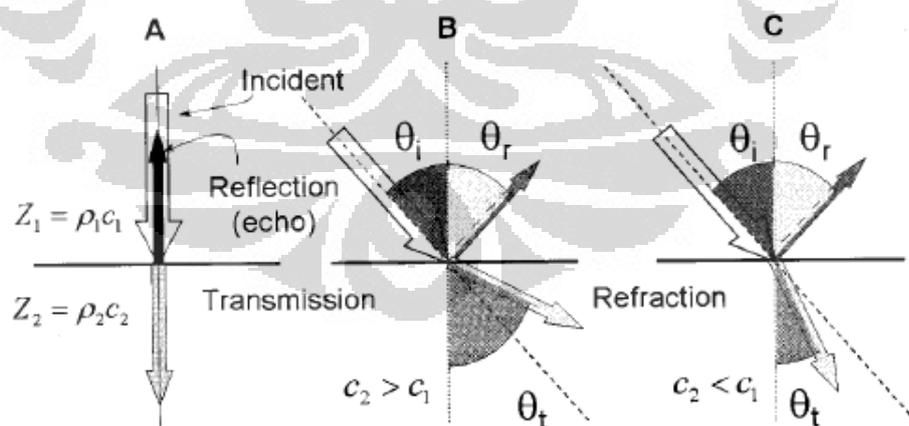
Atenuasi terjadi pada saat gelombang *ultrasound* merambat memasuki jaringan. Atenuasi ini sebagai akibat dari : divergensi, refleksi parsial, refraksi parsial, absorpsi, hamburan. Absorpsi, konversi energi gelombang menjadi panas. Jumlah panas yang diubah/diserap menjadi panas sama untuk tiap siklus, sehingga absorpsi meningkat sebanding dengan kenaikan frekuensi. Hamburan terjadi bila gelombang merambat dan menemui halangan dengan ukuran sekitar atau lebih kecil dari panjang gelombang. Fraksi energi yang dihamburkan meningkat cepat dengan kenaikan frekuensi dan ukuran struktur.

Atenuasi akibat absorpsi dan hamburan, meningkat dengan kenaikan frekuensi. Koefisien atenuasi (α), laju pengurangan intensitas per satuan jarak tempuh gelombang dalam jaringan (dB/cm), α dipengaruhi oleh frekuensi dan jenis jaringan, α/f konstan, α sebanding dengan f^2 untuk air dan udara. Grafik berikut menunjukkan beberapa nilai frekuensi yang mempengaruhi koefisien atenuasi (dihitung dalam dB/cm/MHz) dalam jaringan tubuh manusia.



Gambar 2.1 Grafik nilai frekuensi terhadap koefisien atenuasi dalam jaringan tubuh

Refleksi terjadi bila gelombang *ultrasound* menjumpai permukaan/batas dua material dengan karakteristik akustik berbeda dan refleksi membawa sebagian energi gelombang datang. Bila permukaan halus, dikatakan *specular reflector*, yang bersifat seperti cermin.



Gambar 2.2 (A) Gelombang yang datang lurus akan mengalami pemantulan atau diteruskan (B) Gelombang datang yang melewati medium dengan impedansi berbeda akan mengalami pemantulan dan pembiasan (C) Pemantulan sempurna

Telah diolah kembali dari buku " *The Essential Physics Of Medical Imaging* [3]

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left[\frac{\frac{Z_2}{Z_1} - 1}{\frac{Z_2}{Z_1} + 1} \right]^2 = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2$$

$$T = \frac{I_t}{I_i} = 1 - R \quad (2.6)$$

Bila R rasio intensitas gelombang pantul/refleksi dengan gelombang datang, maka harga R tergantung pada karakteristik impedansi kedua material Z_1 dan Z_2 . T menunjukkan fraksi transmisi. Bila dalam dua media $Z_1 = Z_2$, tidak terjadi refleksi pada bidang batas. Bila Z_1 berbeda jauh dengan Z_2 fraksi energi yang direfleksikan tinggi. Gas mempunyai Z sangat rendah, sehingga bidang batas dengan gas akan *ultrasound* tidak ditransmisikan bila melalui gas (koefisien refleksi 0.999).

Refleksi *ultrasound* dari batas dua organ jaringan lunak kecil, karena perbedaan impedansi akustik Z rendah (koefisien refleksi sekitar 0.01), batas antara darah dan gumpalan darah $\sim 10^{-6}$ (-60 dB). Permukaan kecil dan tidak teratur, mengakibatkan *ultrasound* datang tidak tegak lurus pada permukaan, mengakibatkan refleksi ke semua arah, disebut *diffuse* dan menghasilkan *echo* lebih rendah. Tabel.2.3 berikut menunjukkan koefisien pemantulan pada beberapa organ.

Tabel 2.3 Tekanan dan koefisien pemantulan untuk beberapa organ

| Tissue Interface | Pressure Reflection | Intensity Reflection |
|------------------|---------------------|----------------------|
| Liver-kidney | -0.006 | 0.00003 |
| Liver-fat | -0.10 | 0.011 |
| Fat-muscle | 0.12 | 0.015 |
| Muscle-bone | 0.64 | 0.41 |
| Muscle-lung | -0.81 | 0.65 |
| Muscle-air | -0.99 | 0.99 |

Refraksi/pembiasan menggambarkan perubahan arah dari gelombang *ultrasound* ketika ditransmisikan ke tubuh dimana gelombang datang tidak tegak lurus dengan bidang batas. Sehingga apabila *ultrasound* jatuh tidak tegak lurus

(membentuk sudut) pada bidang batas antara dua medium dengan kecepatan *ultrasound* di dalamnya berbeda, gelombang transmisi dibelokkan. Mengikuti hukum Snellius

$$\frac{\text{the sine of the angle of incidence}}{\text{the sine of angle of transmission}} = \frac{c_1}{c_2}$$

dengan c_1 adalah kecepatan gelombang pada medium 1 dan c_2 kecepatan gelombang pada medium 2.

Apabila $c_2 = c_1$ gelombang datang tegak lurus tidak terjadi refraksi, untuk $c_2 > c_1$ berkas didefleksikan menjauhi garis normal, dan untuk $c_2 < c_1$ berkas didefleksikan mendekati garis normal. Bila $c_2 > c_1$, dan sudut datang besar, \sin sudut refraksi > 1 , sehingga tidak terjadi transmisi, berarti terjadi *total internal reflection* dan gelombang kembali ke medium pertama. Komponen hamburan dan absorpsi dapat dinyatakan dengan koefisien atenuasi, α_s dan α_a . Tekanan maksimum di atenuasi mengikuti hubungan atenuasi total dinyatakan sebagai berikut:

$$\alpha(f) = \alpha_s(f) + \alpha_a(f) \quad (2.7)$$

Untuk gelombang datar yang bergerak sepanjang x dalam suatu medium, tekanan maksimum akan berkurang eksponensial mengikuti :

$$p(x, f) = p_0 e^{-\mu(f)x} \quad (2.8)$$

Nilai $\alpha(f)$ tergantung pada frekuensi dan jenis medium, merupakan fungsi pangkat sebagai berikut:

$$\alpha(f) = \alpha_0 f^n \quad (2.9)$$

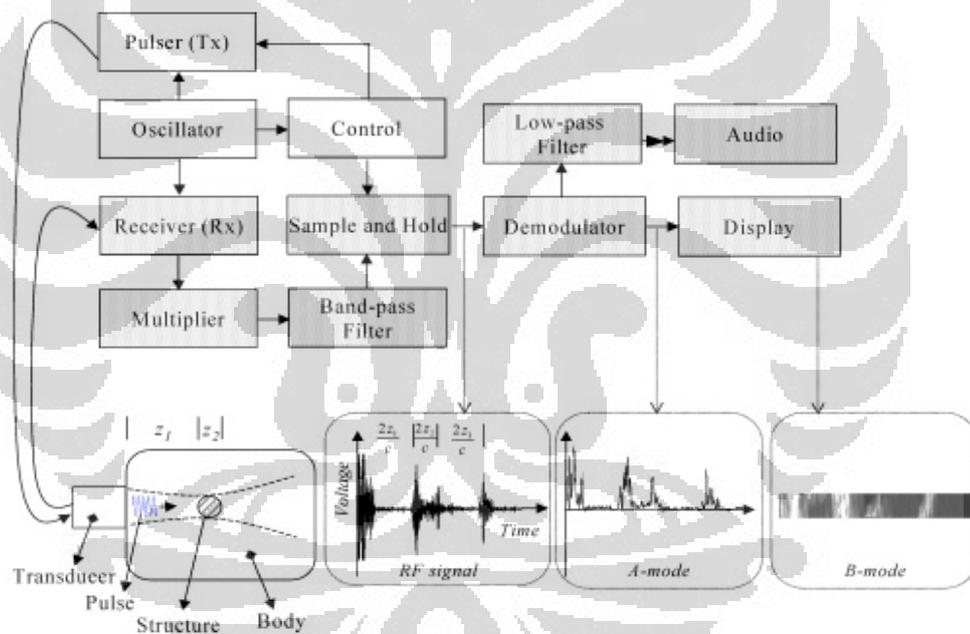
Bila target lebih kecil dari beberapa panjang gelombang, hamburan terjadi ke segala arah (*diffuse*). Bila ukuran target lebih kecil lagi, hamburan Rayleigh terjadi, dan daya (W) yang dihamburkan tergantung pada frekuensi f , dan ukuran penghambur (a).

$$W = \text{konstanta} \times a^6 f^4 \quad (2.10)$$

Perbedaan antar jaringan dan antar kondisi patologi akan menghasilkan *echo* yang berbeda, menimbulkan bentuk *speckle* (bercak) dan *texture* pada citra.

2.1.2 Prinsip Kerja Ultrasonografi

Gelombang *ultrasound* dihasilkan oleh sebuah *transducer piezoelectric* yang mampu mengubah sinyal elektrik menjadi gelombang mekanis (*ultrasound*). *Transducer* yang sama dapat pula menerima gelombang *ultrasound* yang dipantulkan oleh jaringan dan kemudian mengubahnya kembali menjadi sinyal elektrik. *Transducer* berperan sebagai alat transmisi dan penerima gelombang *ultrasound*. Untuk memperoleh gambaran yang sama jelasnya di semua lapisan diperkuat dengan TGC (*Time Gain Compensator*). Pantulan gelombang yang ditangkap oleh *transducer* akan diteruskan dan mengalami penguatan oleh amplifier sehingga kemudian diteruskan kepada layar. Pada Gambar 2.3 digambarkan proses terbentuknya citra pada USG

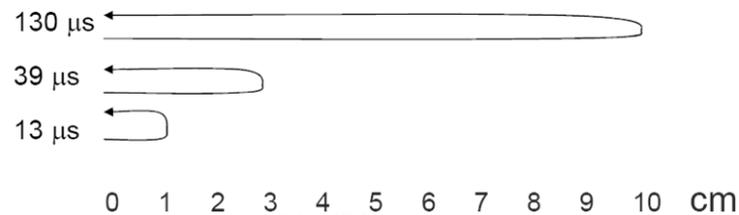


Gambar 2.3 Diagram blok sistem gelombang pulsa dan sinyal hasil atau citra dalam 3 tahap yang berbeda.

Telah diolah kembali dari buku " *The Essential Physics Of Medical Imaging* [3]

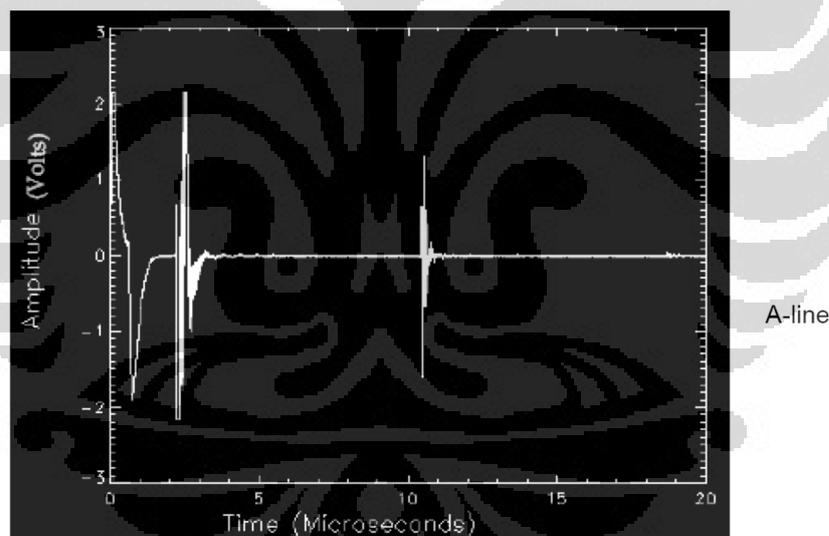
Prinsip penentuan posisi obyek adalah ketika *transducer* mentransmisikan gelombang kemudian gelombang tersebut melewati jaringan, gelombang akan diteruskan, diserap (mengalami atenuasi) atau diteruskan bergantung pada impedansi akustik jaringan. Apabila impedansi akustik perbedaannya cukup besar pada bidang batas maka gelombang akan mengalami pemantulan (*echoes*) dan gelombang *echo* akan diterima kembali oleh *transducer*. Selang waktu antara

gelombang yang ditransmisikan dengan gelombang *echo* yang akan mendasari penentuan posisi obyek. Gambar 2.4 menunjukkan bagaimana posisi obyek ditentukan.



Gambar 2.4 Posisi ditentukan dari arah gelombang datang yang masuk tubuh pasien dan selang waktu terhadap gelombang *echo*

Pada layar, gelombang *echo* akan menentukan posisi dari obyek, pada *ultrasound A-mode* gelombang *echo* akan direpresentasikan dengan bentuk gelombang dan selang waktu antar gelombang yang merepresentasikan posisi obyek. Gambar 2.5 menunjukkan bagaimana citra *ultrasound A-Mode* terbentuk.



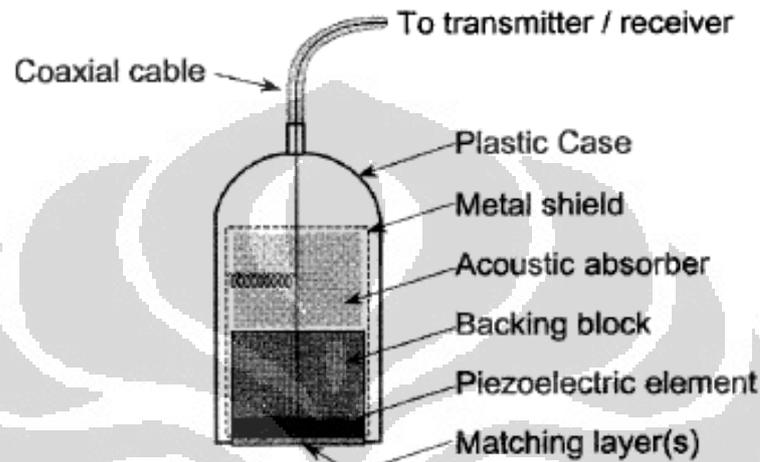
Gambar 2.5 Gelombang *echo* dan selang waktu dalam penentuan posisi

2.1.3 *Tranducer Ultrasound*

Transducer ultrasound mengubah signal listrik menjadi gelombang *ultrasound*, dan mengubah gelombang *ultrasound* menjadi signal listrik (efek *piezoelectric*). *Transduser ultrasound* PZT (*lead zirconate titanium*), mempunyai impedansi akustik tinggi. Ketebalan *transducer*, dipilih sesuai dengan *half wave*

resonance. Contoh untuk *ultrasound* 3 MHz, panjang gelombang ~ 1.33 mm, c dalam PZT ~ 4000 m/s, ketebalan *transducer* ~ 0.67 mm.

Komponen utama *transducer* termasuk *piezoelectric material*, *matching layer*, *backing block*, *acoustic absorber*, *insulating cover*, elektroda sensor dan *transducer housing* seperti diilustrasikan pada Gambar 2.6

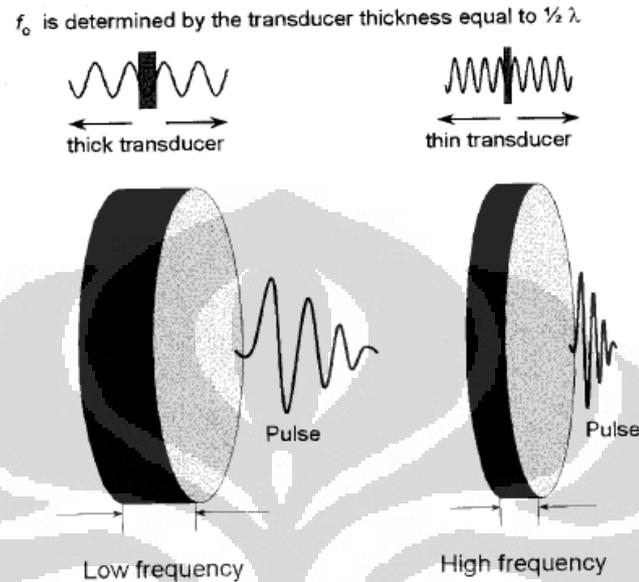


Gambar 2.6 Bagian-bagian utama dari *transducer*
Telah diolah kembali dari buku " *The Essential Physics Of Medical Imaging* [3]

Elemen *piezoelectric* dapat berfungsi ganda untuk mengirim dan menerima gelombang *ultrasound* tetapi tidak pada saat yang sama. Dalam hal ini, ada bagian yang mengirimkan sinyal, tetapi harus menunggu sinyal itu kembali sebelum dikirimkan sinyal yang berikutnya. Apabila *transducer* mengirimkan sinyal kembali sebelum menerima sinyal balikan terlebih dahulu, maka citra yang dihasilkan tidak dapat dihasilkan di layar.

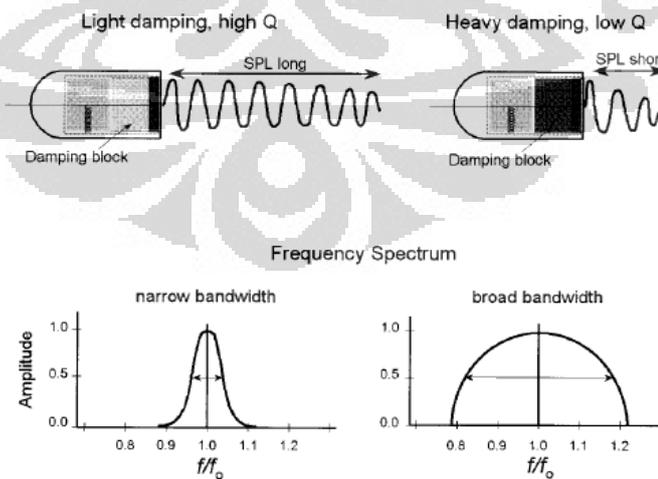
Resonansi *transducer* untuk menghasilkan sinyal *ultrasound* menggunakan beda potensial 150 V dan durasi yang sangat singkat (sekitar $1\mu\text{s}$), menyebabkan material *piezoelectric* mengalami kontraksi dan menghasilkan getaran dengan frekuensi resonansi natural. Frekuensi ini dipengaruhi tebal dan tipisnya dari elemen *piezoelectric*. Sebagaimana pada Gambar 2.7 bahwa frekuensi resonansi natural dihasilkan dari ketebalan *transducer* yang sama dengan setengah dari panjang gelombangnya.

Damping block, berlapis-lapis di bagian belakang dari elemen *piezoelectric*, menyerap energi *ultrasound* dan melemahkan sinyal USG. *Damping block* akan memendekkan pulsa yang panjang dengan cara mengurangi jumlah gelombang pada pulsa



Gambar 2.7 Sebuah durasi pendek lonjakan tegangan menyebabkan resonansi elemen *piezoelectric* yang bergetar pada frekuensi natural, f_0 , yang ditentukan dengan ketebalan *transducer* yang sama dengan $\frac{1}{2} \lambda$. frekuensi osilasi rendah dihasilkan dari elemen piezoelektrik yang lebih tebal.

Telah diolah kembali dari buku ” *The Essential Physics Of Medical Imaging* [3]



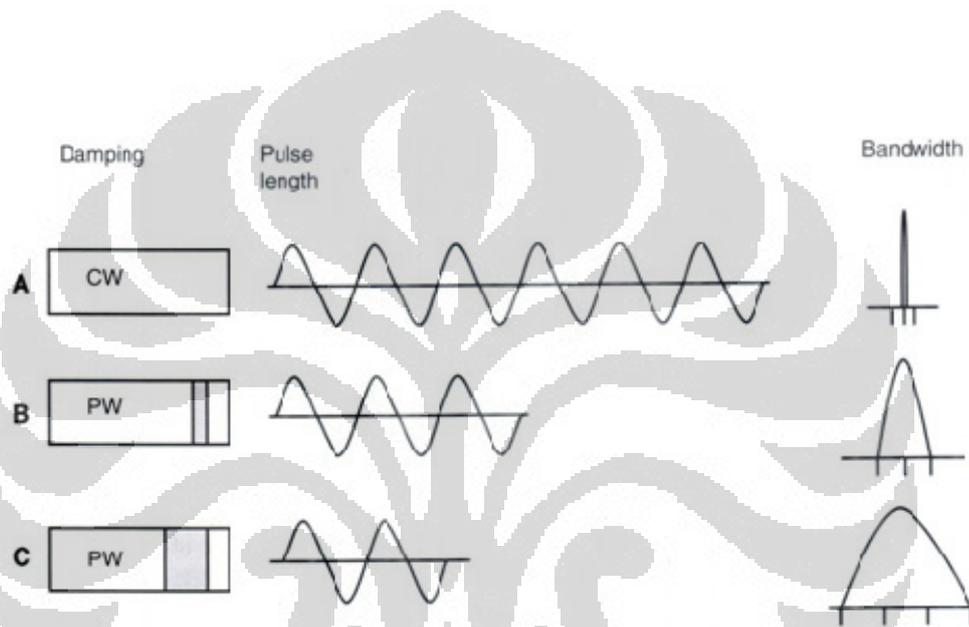
Gambar 2.8 Semakin panjang pulsa gelombang maka akan semakin sempit *bandwidth* yang terjadi .

Telah diolah kembali dari buku ” *The Essential Physics Of Medical Imaging* [3]

Q -factor menggambarkan *bandwidth* dari bunyi yang berasal dari *transducer* dinyatakan sebagai

$$Q = \frac{f_0}{\text{Bandwidth}} \quad (2.11)$$

Dimana f_0 frekuensi pusat dan *bandwidth* adalah lebar distribusi frekuensi



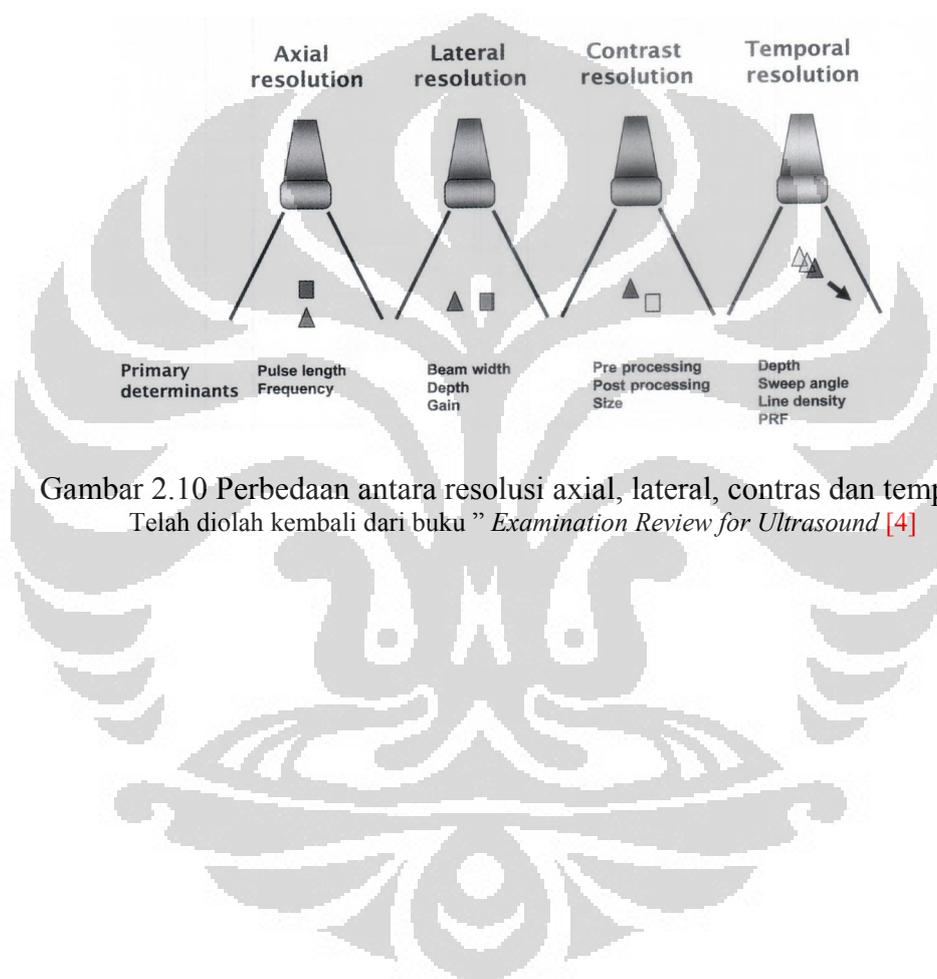
Gambar 2.9 *Quality factor*, Gelombang yang kontinu yang panjang dan tidak mengalami peredaman akan memiliki nilai Q -factor yang tinggi (A), Gelombang yang mengalami peredaman akan membuat *bandwidth* lebih lebar dan nilai Q -factor yang rendah.

Telah diolah kembali dari buku " *Examination Review for Ultrasound* [4]

2.1.4 Resolusi Citra *Ultrasound*

Terdapat 4 komponen resolusi citra yakni : resolusi spasial/lateral, resolusi axial, resolusi kontras, dan resolusi elevational. resolusi spasial/lateral didefinisikan sebagai kemampuan sistem untuk membedakan dua objek yang berdekatan dan pada kedalaman yang sama. Resolusi spasial berhubungan dengan kualitas dari seberapa detail citra yang mampu dihasilkan oleh USG[4].

Resolusi *axial* adalah jarak minimum dari 2 objek yang berdekatan dan paralel dengan gelombang datang yang masih mampu dibedakan oleh sistem USG dan mampu dihasilkan citranya dengan baik. Sedangkan resolusi kontras adalah kemampuan alat USG untuk dapat membedakan gradasi warna abu-abu dari beberapa objek. Resolusi elevational adalah kemampuan alat USG untuk dapat menghasilkan citra yang mampu membedakan potongan dan dimensi dari ketebalan obyek yang diamati.

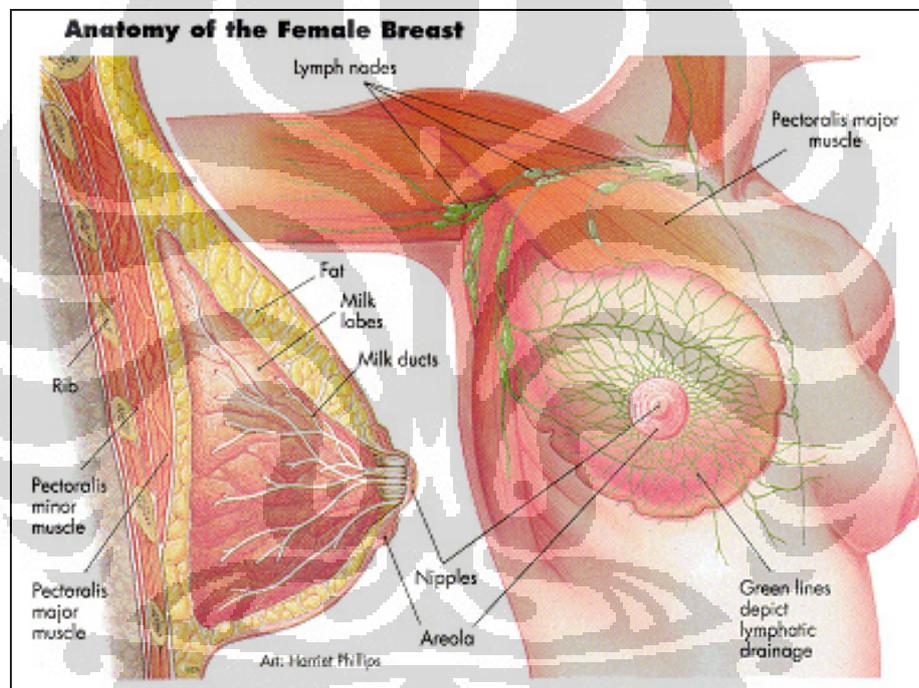


Gambar 2.10 Perbedaan antara resolusi axial, lateral, kontras dan temporal.
Telah diolah kembali dari buku ” *Examination Review for Ultrasound* [4]

2.2. Anatomi Payudara

2.2.1 Anatomi Payudara Normal

Payudara tersusun dari jaringan lemak yang mengandung kelenjar-kelenjar yang bertanggungjawab terhadap produksi air susu pada saat hamil dan setelah bersalin. Setiap payudara terdiri dari sekitar 15 - 25 lobus yang berkelompok yang disebut lobulus, kelenjar air susu, dan *alveoli* yang merupakan kantung-kantung yang menampung air susu. Saluran yang mengalirkan air susu ke puting di sebut duktus. Sekitar 15 - 20 saluran akan menuju bagian gelap yang melingkar disekitar puting susu (*areola*) membentuk bagian yang menyimpan air susu (*ampullae*) sebelum keluar ke permukaan.

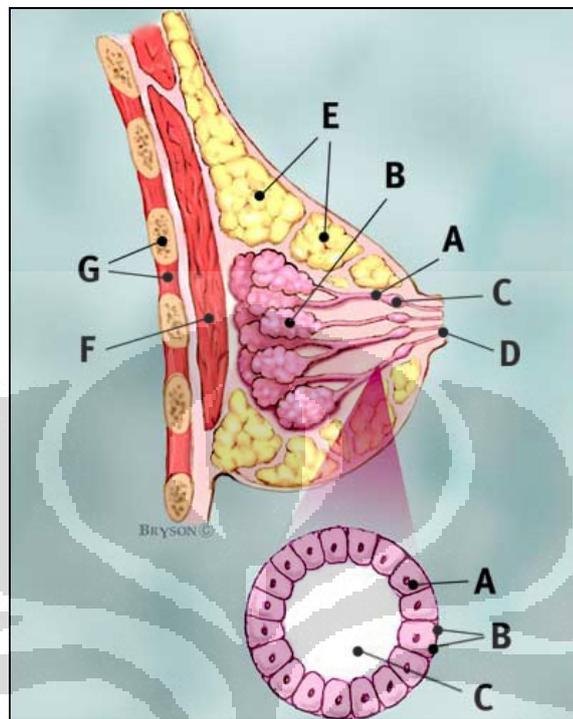


.Gambar 2.11 Anatomi Payudara Normal

Telah diolah kembali dari website "www.breastcancer.org" [5]

Kedua bagian payudara tidak selalu mempunyai ukuran dan bentuk yang sama. Bentuk payudara mulai terbentuk lengkap setelah satu atau dua tahun setelah mensturasi pertama. Bentuk payudara akan mengalami penambahan besar pada saat hamil dan menyusui namun payudara juga akan mengalami penyusutan (atrofi) pada saat setelah menopause. Payudara akan menutupi sebagian besar dinding dada. Payudara dibatasi oleh tulang selangka (klavikula) dan tulang dada (sternum). Jaringan payudara bisa mencapai ke daerah ketiak dan otot yang berada pada punggung bawah sampai lengan atas.

Profil payudara normal dan bagian-bagiannya terlihat pada gambar berikut ini,



Gambar 2.12 Sistem saluran kelenjar payudara normal
Telah diolah kembali dari website "www.breastcancer.org" [5]

Bagian-bagian yang ditunjukkan gambar adalah

- A. *Ducts*
- B. *Lobules*
- C. *Dilated section of duct to hold milk*
- D. *Nipple*
- E. *Fat*
- F. *Pectoralis Major muscles*
- G. *Chest wall/Rib cage*

Enlargements

- A. *Normal Duct Cells*
- B. *Basement Membrane*
- C. *Lumen*

Dari bagian-bagian payudara yang terlihat pada gambar diatas kanker payudara biasanya muncul dari saluran air susu atau yang disebut sebagai duct. Kelenjar getah bening terdiri dari sel darah putih yang berguna untuk

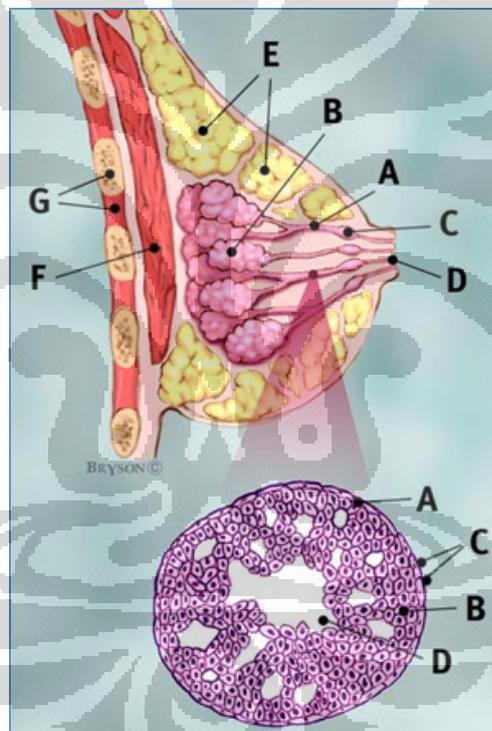
melawan infeksi. Kelenjar getah bening didrainase oleh jaringan payudara melalui saluran limfe dan menuju nodul-nodul kelenjar di sekitar payudara sampai ke ketiak dan tulang selangka. Nodul limfe berperan penting pada penyebaran kanker payudara terutama nodul kelenjar disekitar ketiak.

2.3 Jenis-jenis Kanker Payudara

2.3.1 *In Situ Breast Cancer*

In Situ Breast Cancer adalah type kanker dimana sel kanker tetap berada dalam selubung saluran susu (*milk duct*). Jadi sel kanker tidak menyebar ke jaringan disekitar saluran air susu atau kelenjar air susu.

2.3.1.1 *Ductal Carcinoma In Situ (DCIS)*

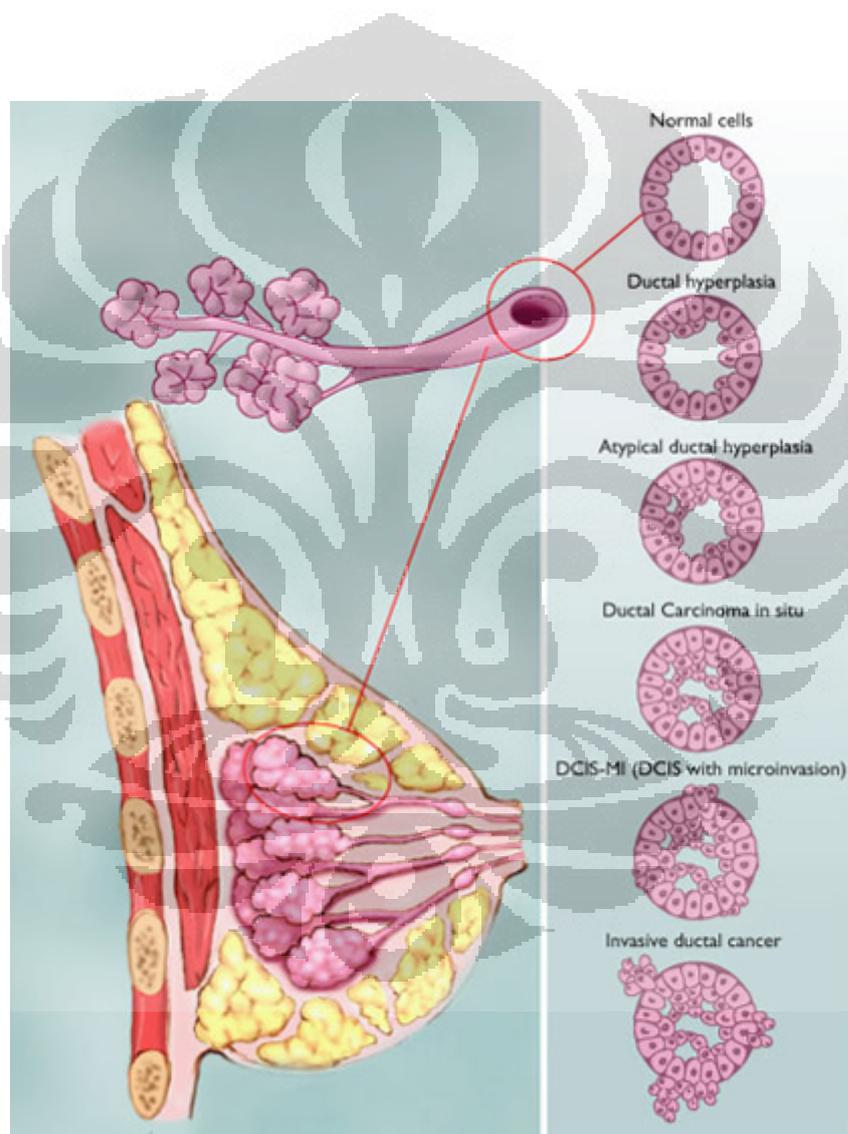


Gambar 2.13 Penampang Ductal Carcinoma In Situ
Telah diolah kembali dari website “www.breastcancer.org” [5]

Enlargement

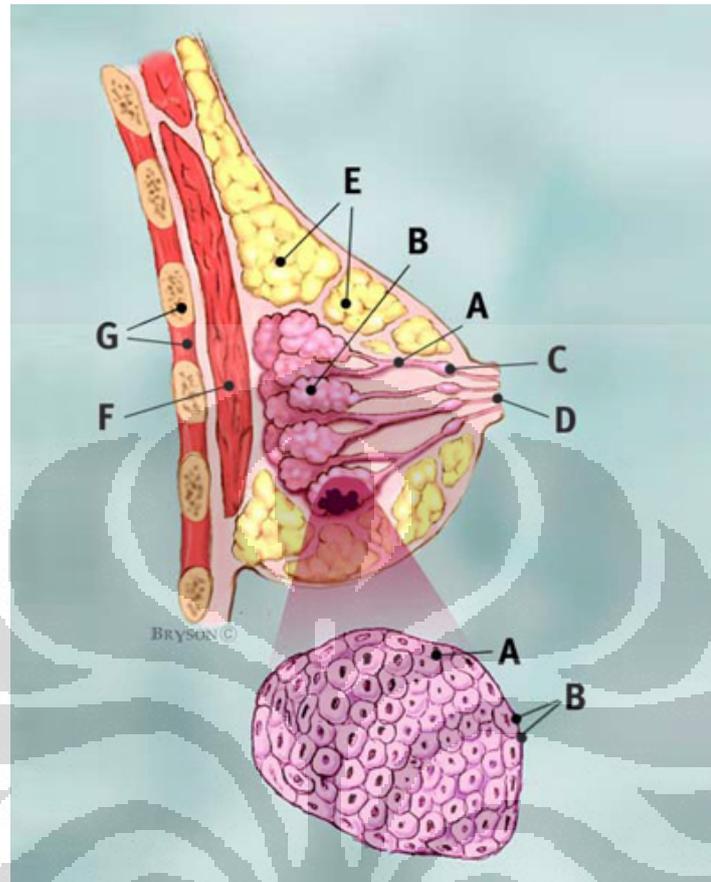
- A. *Normal Duct cells*
- B. *Duct cancer cells*
- C. *Basement membrane*
- D. *Lumen (center of duct)*

DCIS adalah suatu sel abnormal disepanjang saluran air susu yang tidak menyebar ke jaringan sekitar payudara. Ini adalah kanker payudara stadium awal. Beberapa ahli menganggap DCIS adalah kondisi sangat awal, stadium 0. Hampir semua wanita dengan DCIS dapat disembuhkan namun ada juga yang berkembang menjadi kanker payudara yang sangat *invasive* jika tidak terdeteksi sejak dini. Gambar 2.13 memperlihatkan bagaimana DCIS dapat berkembang menjadi kanker payudara yang *invasive*.



Gambar 2.14 Type and Grade DCIS
Telah diolah kembali dari website "www.breastcancer.org" [5]

2.3.1.2 Lobular Carcinoma In Situ (LCIS)



Gambar 2.15 Penampang Saluran pada Lobular Carcinoma In Situ
Telah diolah kembali dari website "www.breastcancer.org" [5]

Enlargement:

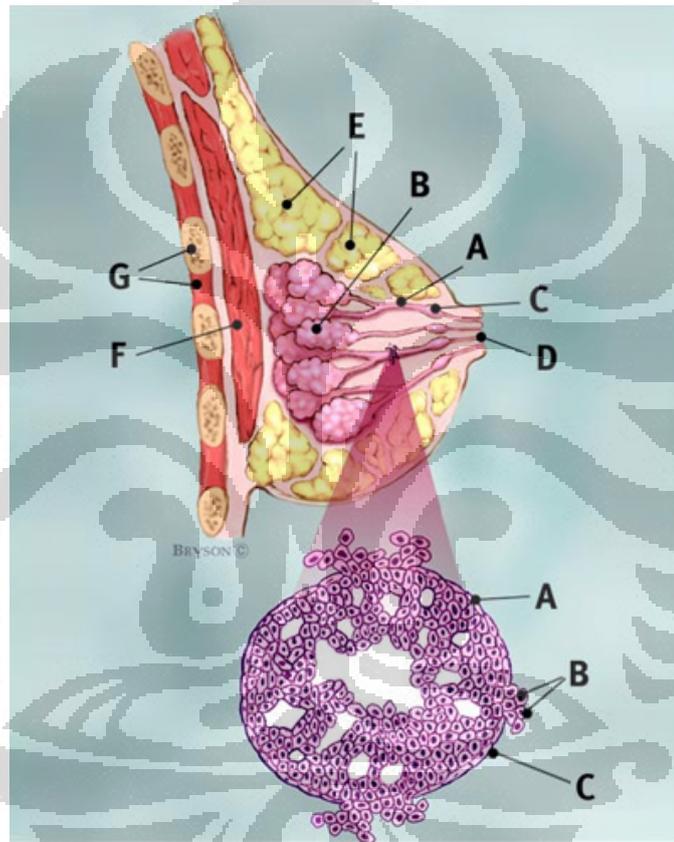
- A. *Normal lobular cells*
- B. *Lobular cancer cells*
- C. *Basement membrane*

Pada LCIS suatu sel abnormal masih berada dalam kelenjar air susu, dan tidak menyerang jaringan disekitarnya. Masih menjadi kontroversi diantara para ahli kanker mengenai LCIS, apakah merupakan stadium sangat awal dari kanker atau hanya penanda bahwa itu akan berkembang menjadi kanker. Tetapi para ahli sepakat apabila seseorang terkena LCIS, dikemudian hari akan mempunyai resiko kanker pada payudaranya. Bila kanker berkembang pada payudara yang lain, maka bisa jadi menjadi *Invasive Lobular* atau *Invasive Ductal Carcinoma*.

2.3.2. *Invasive Breast Cancer (Kanker payudara yang Invasife)*

Invasive (infiltrating) breast cancer adalah jenis kanker dimana sel kankernya telah keluar / lepas dari tempatnya berasal untuk menyerang jaringan sekitarnya dan kelenjar-kelenjar payudara. Sel-sel kanker ini bisa menyebar ke berbagai bagian tubuh, seperti ke kelenjar getah bening. Jenis kanker ini antara lain

2.3.2.1 *Invasive Ductal Carcinoma (IDC)*



Gambar 2.16 Penampang Saluran pada Invasive Ductal carcinoma
Telah diolah kembali dari website “www.breastcancer.org” [5]

Enlargement :

A. *Normal duct cells*

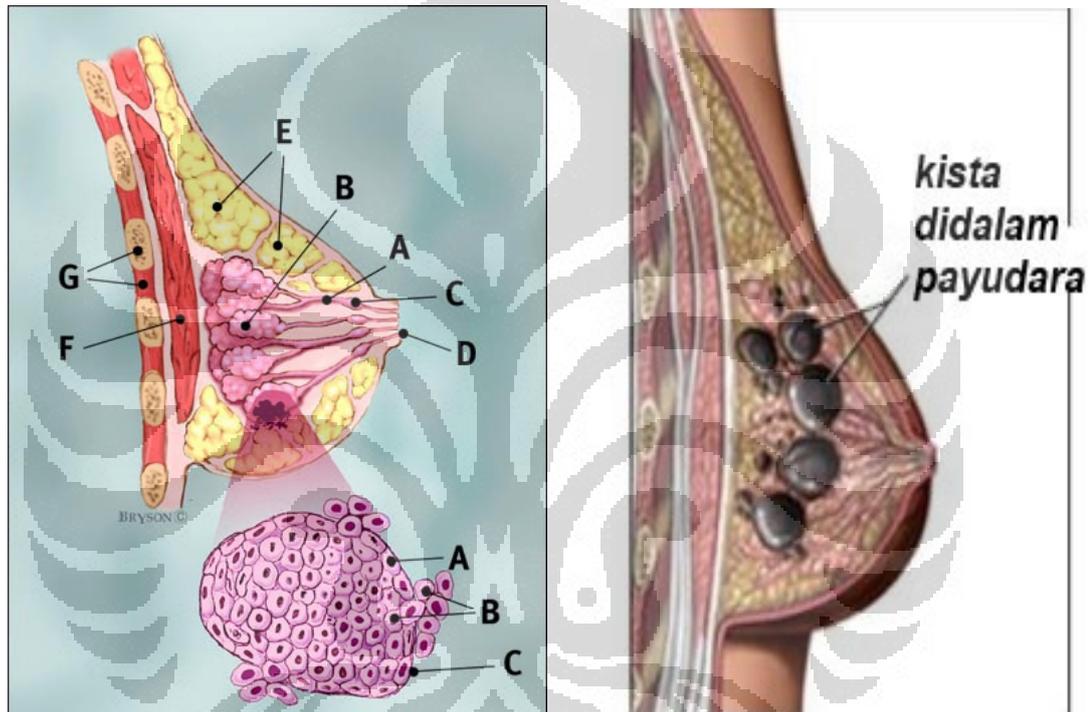
B. *Ductal cancer cell breaking through basement membrane*

C. *Basement membrane*

Sekitar 80% kanker payudara adalah *Invasive Ductal Carcinoma (IDC)*, dinamakan invasife karena menyebar ke jaringan di payudara. Jika seorang

wanita mempunyai IDC, maka sel kanker yang berada di sepanjang saluran air susu akan keluar dari dinding saluran tersebut dan menyerang jaringan disekitarnya, Sel kanker bisa saja tetap terlokalisir, berada didekat tempat asalnya atau menyebar (metastasis) kebagian tubuh yang lain, hal ini disebabkan terbawa oleh peredaran darah atau sistem kelenjar getah bening. Untuk jenis IDC *solid tubular*, meskipun invasive tapi masih cukup terkendali dibanding jenis *invasive* lainnya.

2.3.2.2 Invasive Lobular Carcinoma (ILC)



Gambar 2.17 (a) ILC

Gambar 2.17 (b) Kista

Telah diolah kembali dari website "www.breastcancer.org" [5]

Enlargement :

- A. *Normal cell*
- B. *Lobular cancer cells breaking through the basement membrane*
- C. *Basement membrane*

ILC berkembang dari kelenjar yang memproduksi susu dan kemudian menyerang jaringan payudara sekitarnya. Juga bahkan ke tempat yang jauh dari asalnya. Adanya ILC bagi penderita mungkin tidak merasakan adanya suatu benjolan, yang dirasakan hanyalah adanya semacam gumpalan atau suatu sensasi

ada yang berbeda pada payudara. ILC bisa di deteksi hanya dengan menyentuh, dan kadang juga bisa tidak terlihat dalam *mammogram*. ILC ini bersifat cermin, jika payudara kanan ada benjolan, biasanya payudara kiri juga ada. Kista sendiri merupakan jenis tumor yang berupa kantung berisi cairan dan dinding permukaannya berupa jaringan ikat, sebagian besar cairan tersebut adalah darah yang dihasilkan karena perlukaan atau infeksi pada pembuluh darah.

2.4 Sono-anatomi Payudara

Dengan menggunakan USG akan terlihat perbedaan struktur citra payudara antara yang normal dan mengalami kelainan. Dalam hal ini untuk payudara normal pun terbagi dalam 3 bagian yakni : pra *menopause*, peri – *menopause*, dan *pasca menopause*.

2.4.1 Sono-anatomi Payudara Normal

Payudara terdiri dari empat struktur utama yaitu lemak, parenkim, jaringan ikat longgar dan kuat. Dari semua struktur tersebut jaringan lemak mempunyai impedansi akustik yang paling rendah sedangkan jaringan penunjang kuat dan septa mempunyai impedansi akustik tertinggi. Parenkim payudara yang terdiri dari duktus laktiferus dan alveoli mempunyai impedansi akustik yang kira-kira sama dengan impedansi akustik hepar. Gambaran USG pada struktur jaringan utama payudara dapat dilihat sebagai tersebut dibawah ini :

a. Kulit

Jaringan kulit akan tampak sebagai garis yang ekogenik dengan ketebalan antara 0.5 – 2 mm

b. Papila

Daerah papilla terdiri dari banyak jaringan ikat sehingga dapat memberikan gambaran bayangan akustik yang menyulitkan jika diduga suatu lesi retro-areolar. Pada daerah papilla dan areolar ini dapat dijumpai adanya duktus laktiferus yang terlihat sebagai suatu struktur tubular anekoik dengan diameter 2 - 8 mm

c. Lemak subkutaneus

Jaringan lemak ini terletak dibawah kulit dan banyaknya jaringan lemak ini bervariasi bergantung pada umur dan jumlah paritas setiap individu.

Pada wanita muda biasanya hanya sedikit atau tidak ada jaringan lemak subkutis, jumlah ini akan meningkat sesuai dengan meningkatnya umur dan paritas. Jaringan lemak ini akan tampak sebagai struktur hipo-ekoik oval dan sering terlihat dibatasi oleh simpati ekogenik yang mewakili ligamentum cooperi.

d. Lapisan fibroglandular

Jaringan parenkim ini terletak dibawah jaringan lemak subkutaneus, dan dibatasi oleh fascia superficial yang dapat terlihat sebagai suatu pita yang ekogenik. Lapisan ini terdiri dari duktus, alveoli dan jaringan intralobular. Biasanya lapisan ini akan terlihat sebagai suatu struktur yang mempunyai ekogenitas di atas jaringan lemak tetapi di bawah jaringan ikat. Dibawah jaringan fibroglandular dapat dijumpai fascia profunda yang mempunyai ekogenitas serupa dengan fascia superfisialis.

e. Lapisan retro-mama

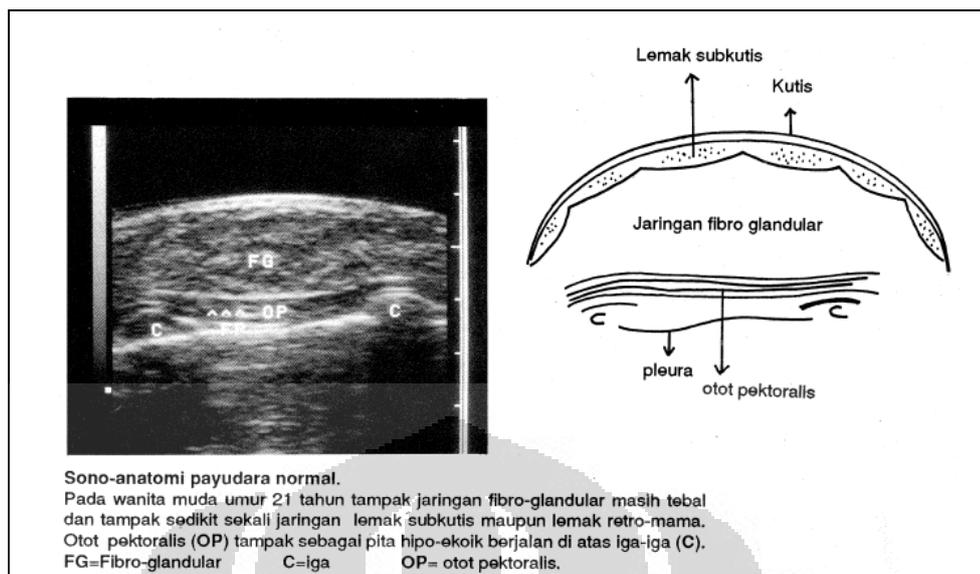
Lapisan ini terdiri dari sedikit jaringan lemak dan juga sedikit ligamen jaringan ikat. Lapisan ini kadang-kadang sulit diperlihatkan secara USG.

f. Otot pektoralis

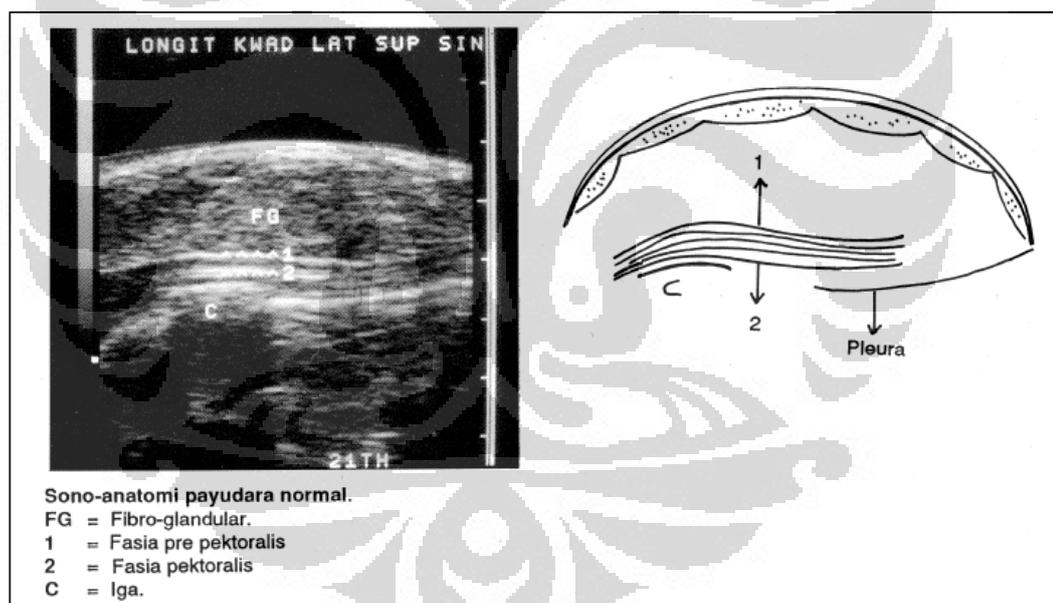
Struktur ini terlihat sebagai suatu pita hipo-ekoik yang terletak di atas bayangan iga dan sejajar dengan kulit. Biasanya struktur ini akan terlihat lebih nyata pada wanita yang mempunyai payudara yang relatif kecil atau pada wanita yang sering berolah raga.

g. Iga

Sebagian besar dinding *toraks* bagian lateral terdiri dari tulang-tulang iga oleh karena itu akan tampak eko-genik dengan bayangan akustik posterior (*posterior acoustic shadowing*) sedangkan bagian medial terdiri dari jaringan rawan iga yang akan tampak hipo-ekoik oval dengan eko-interval yang homogen. Bagian ini sering disalahtafsirkan sebagai suatu lesi intra payudara yang letaknya dalam.



Gambar 2.18 Sono-anatomi payudara normal
 Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

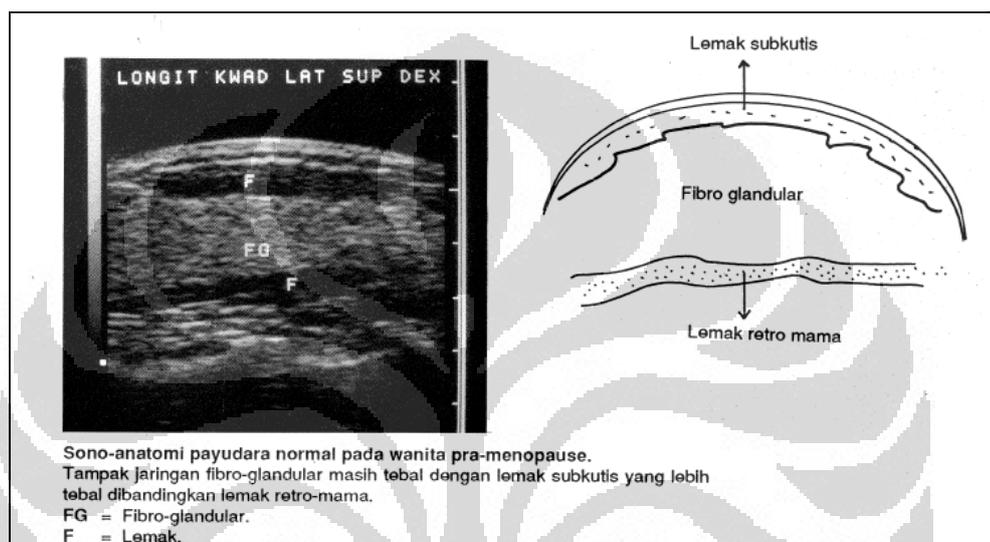


Gambar 2.19 Sono-anatomi payudara normal
 Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

2.4.1.1 Gambaran USG payudara normal pada wanita pra-menopause

Umumnya gambaran USG payudara wanita muda dalam usia produktif akan memperlihatkan jaringan lemak subkutan yang sedikit dan tipis serta jaringan lemak retromamari yang sangat tipis.

Duktus laktiferus pada wanita usia ini umumnya mempunyai garis tengah sekitar 2 mm dan secara USG duktus ini akan tampak dari arah papilla ke bagian tengah jaringan fibroglandular. Jika wanita usia ini sedang dalam masa menyusui maka akan tampak duktus laktiferus yang lebih banyak jumlahnya serta ekogenitas jaringan fibroglandular akan meningkat.



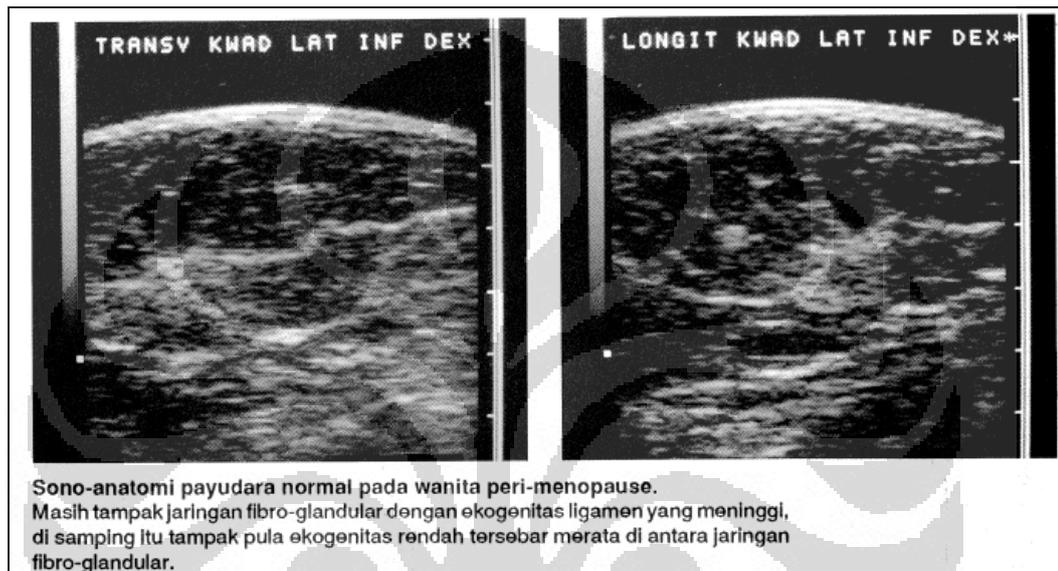
Gambar 2.20 Sono-anatomi payudara normal wanita pra-menopause
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

2.4.1.2 Gambaran USG payudara normal pada wanita peri-menopause

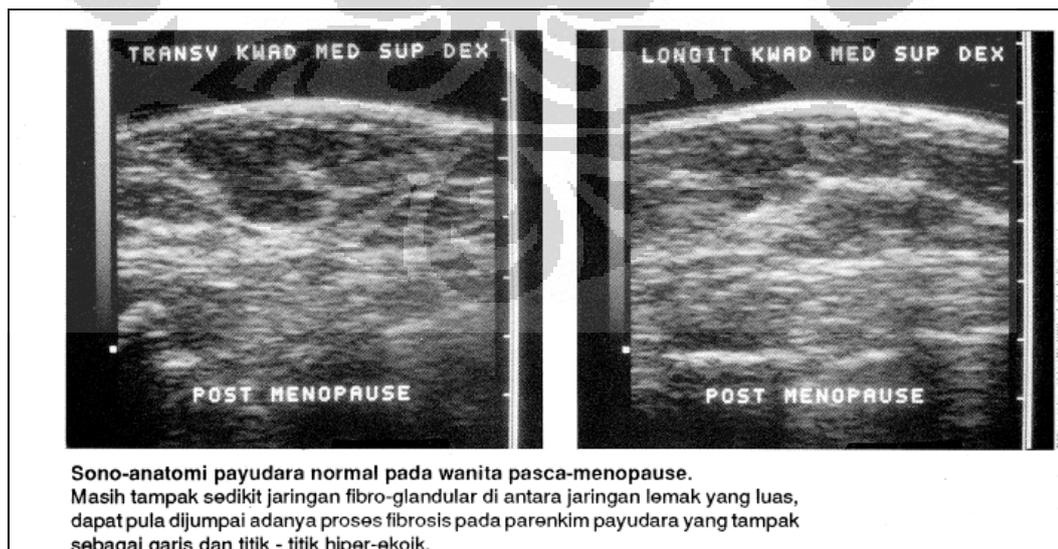
Payudara wanita menjelang menopause ini masih tetap terdiri dari jaringan fibroglandular, hanya saja ekogenitas ligament fibrosanya menjadi lebih meninggi. Disamping itu tampak ekogenitas rendah tersebar merata diantara jaringan fibroglandular serta lapisan lemak retromamari tampak tebal menyamai lemak subkutan. Dapat pula dijumpai adanya jaringan fibrosis pada parenkim payudara yang akan tampak sebagai garis dan titik-titik hiper-ekoik. Gambar 2.21 memperlihatkan sono-anatomi payudara normal pada wanita peri-menopause.

2.4.1.3 Gambaran USG payudara normal pada wanita pasca-menopause

Pada payudara tipe ini (Gambar 2.22) masih mungkin dijumpai adanya sedikit jaringan fibroglandular di antara jaringan lemak yang luas, jaringan retromamari tampak lebih menebal dibandingkan jaringan lemak subkutan sehingga yang terlihat pada umumnya hanyalah bayangan oval hipo-ekoik luas. Jika telah terjadi proses fibrosis periduktal yang luas maka seringkali sulit untuk dapat memperlihatkan lapisan payudara bagian dalam.



Gambar 2.21 Sono-anatomi payudara normal peri-menopause
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Gambar 2.22 Sono-anatomi payudara normal pada wanita pasca-menopause
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

2.4.2 Sono-anatomi payudara tidak normal (kelainan)

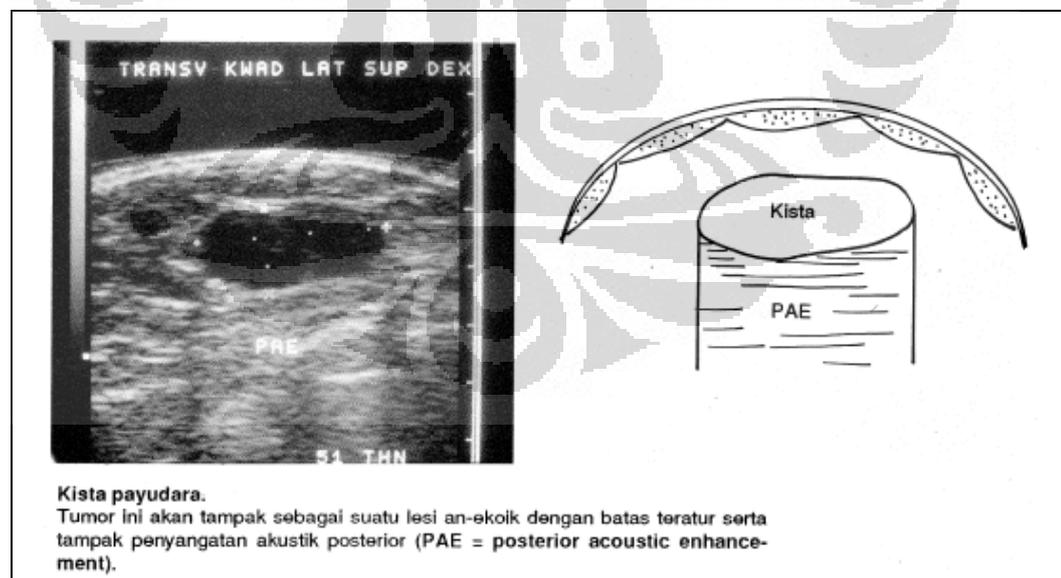
Payudara yang mengalami kelainan akan tampak pada hasil citra USG yang didapatkan. Karakteristik yang dihasilkan juga khas jika dibandingkan dengan hasil citra pada payudara yang normal. Hasil citra ini menunjukkan jenis kelainan yang terjadi ; jinak atau ganas.

2.4.2.1 Kelainan Payudara Jinak

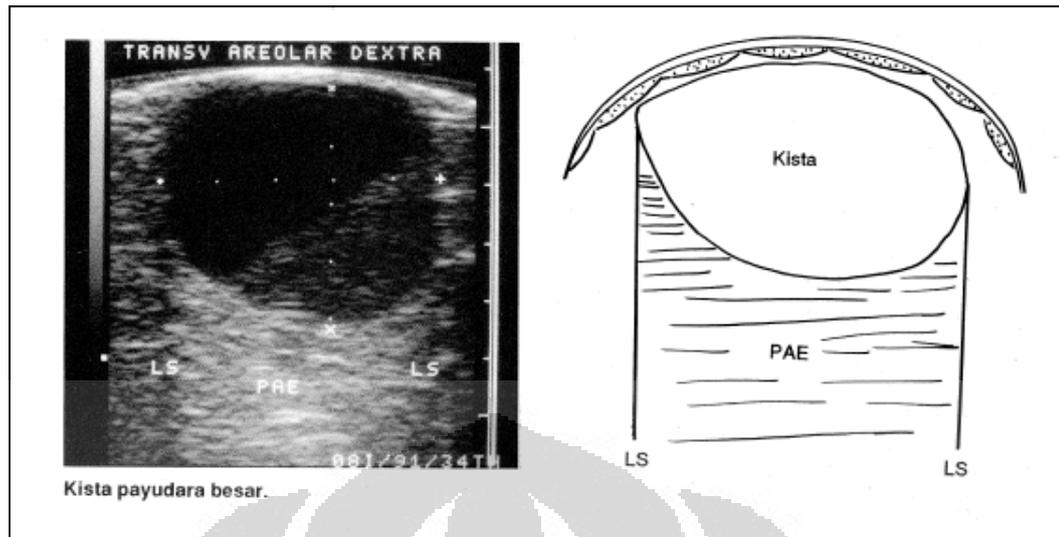
Jika dijumpai suatu kelainan payudara *diffus* ataupun suatu benjolan payudara maka untuk sebagian besar kasus biasanya hal ini disebabkan oleh suatu kelainan jinak payudara. Oleh karena itu diperlukan pengetahuan yang cukup untuk dapat mendeteksi dan mendiagnosis kelainan jinak payudara dalam usaha mengutangi tindakan biopsy yang tidak perlu pada penderita.

1. Kista

Kista adalah kelainan payudara jinak yang sering di jumpai pada wanita usia antara 35-50 tahun. Gambaran USG pada kista adalah lesi dengan bentuk bundar atau oval mempunyai bentuk tegas dan teratur, an-ekoik dan adanya *posterior acoustic enhancement*.

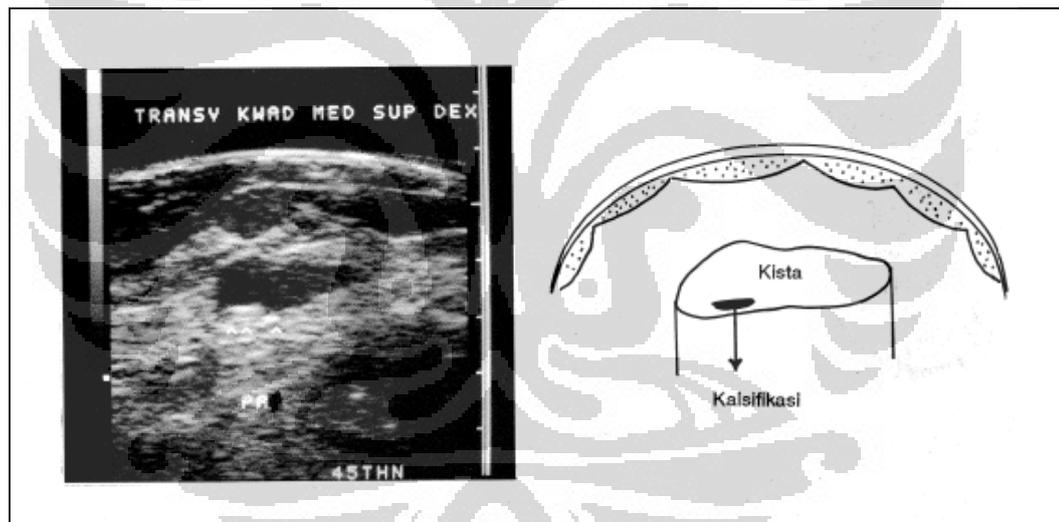


Gambar 2.23 Citra USG untuk kista pada payudara
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Kista payudara besar.

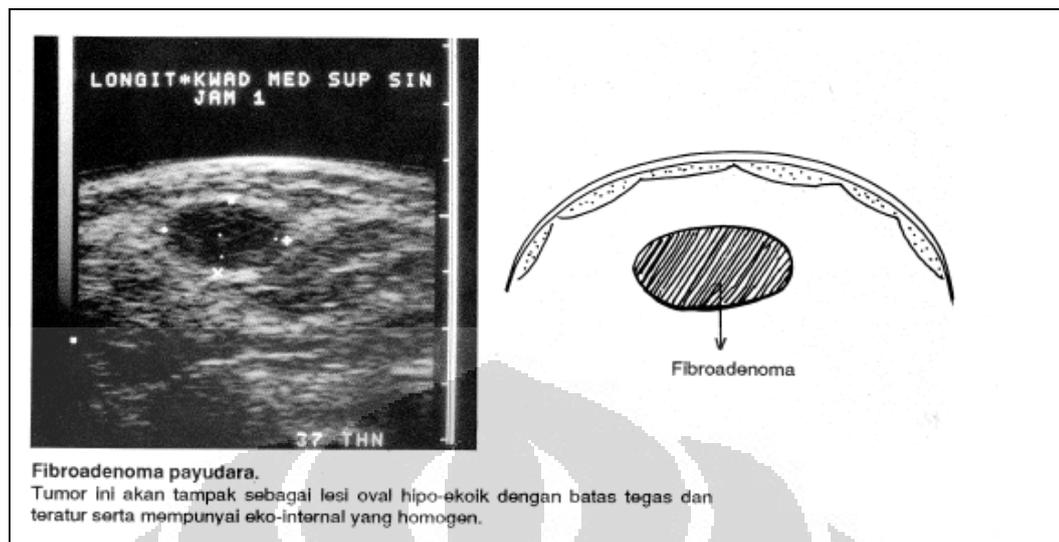
Gambar 2.24 Citra kista payudara dengan USG
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



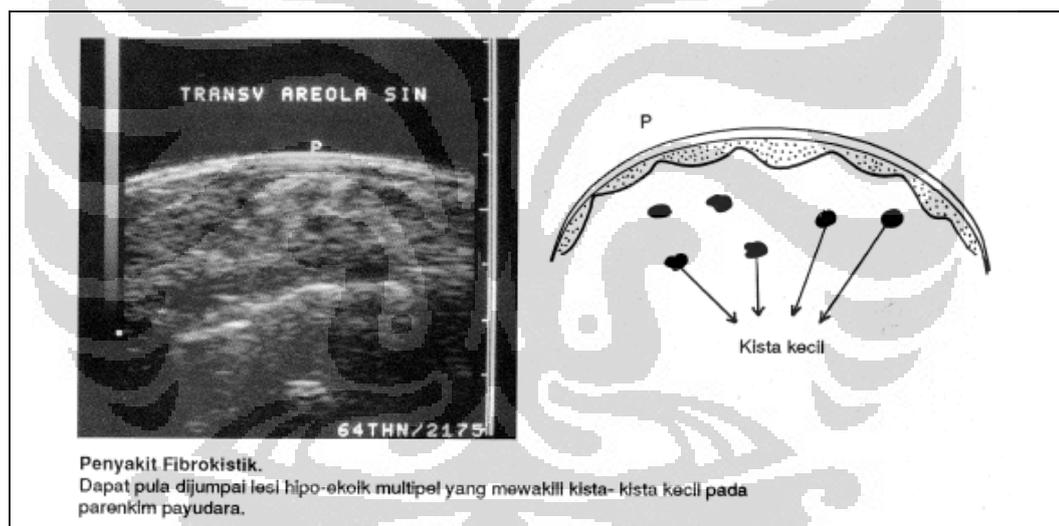
Gambar 2.25 Kalsifikasi dinding kista payudara
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

2. Fibroadenoma

Kelainan jinak ini sering dijumpai pada wanita dengan usia dibawah 25 tahun dan merupakan tumor solid jinak yang sering dijumpai pada semua usia. Gambaran USG fibroadenoma payudara adalah berbentuk bundar atau oval, berbatas tegas dan teratur, hipo-ekoik dengan eko-internal yang homogen seperti terlihat pada gambar 2.26 .



Gambar 2.26 Fibroadenoma payudara
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Gambar 2.27 Kelainan Fibrokistik
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

3. Fibrokistik

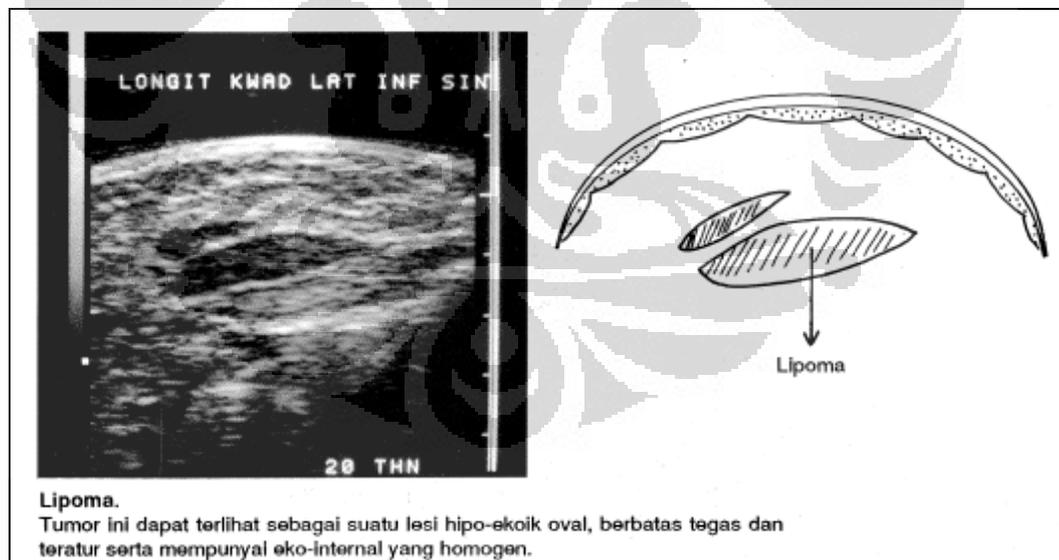
Gambaran USG pada kelainan ini (Gambar 2.27) dapat bervariasi tergantung struktur mana yang dominan, struktur kistik atau struktur jaringan penunjang lainnya. Jadi gambaran USGnya dapat berupa lesi hipo-ekoik multiple yang mewakili kista kecil-kecil atau suatu lesi hiper-ekoik linier yang mewakili fibrosis serta adanya pelebaran duktus laktiferus.

4. Lipoma

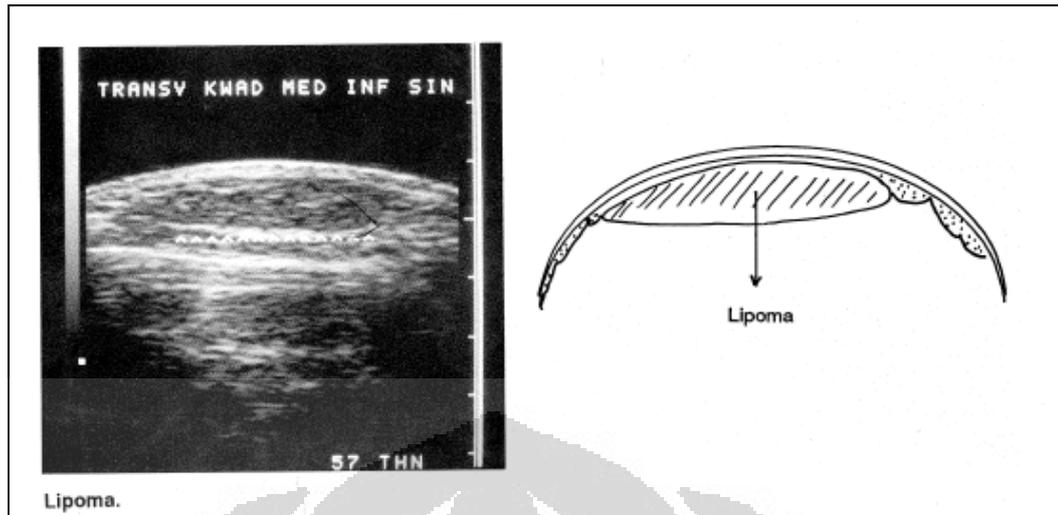
Tumor ini cenderung dijumpai pada payudara yang atrofi, umumnya tumor ini soliter, tumbuh lambat sehingga sering tidak dirasakan oleh penderita. Pada perabaan tumor ini lunak dan dapat digerakkan dari jaringan sekitarnya.

Gambaran USG lipoma sangat tergantung pada impedans akustik jaringan sekitar tumor ini. Pada payudara yang padat dan berdensitas tinggi maka lipoma akan tampak sebagai lesi oval yang hipo-ekoik dengan eko-internal yang homogen, berbatas tegas dan teratur. Bila tumor ini dijumpai pada payudara yang atrofi maka untuk memperlihatkan lipoma ukuran kecil akan sangat sulit karena mempunyai refleksitas yang sama dengan jaringan lemak pada parenkim payudara.

Pada wanita tua kadang-kadang sulit untuk mendeteksi adanya suatu lipoma, seperti pada gambar 2.25, hal ini terjadi karena tumor ini mempunyai refleksitas yang sama dengan refleksitas lemak subkutis.

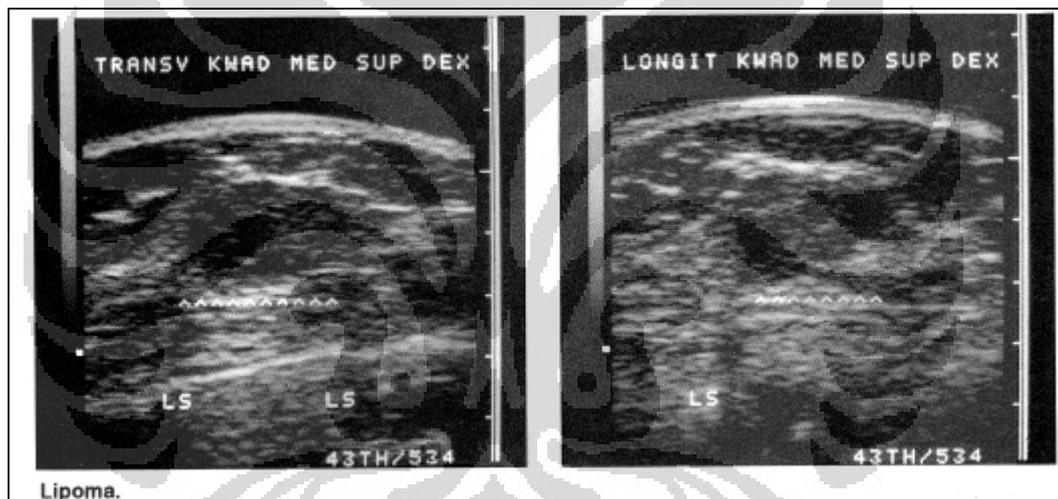


Gambar 2.28 Lipoma dengan bentuk lesi hipo-ekoik oval
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Gambar 2.29 Lipoma

Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Gambar 2.30 Lipoma pada wanita tua .

Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

2.4.2.2 Kelainan Payudara Ganas

Keganasan payudara sering memberikan gambaran USG yang bervariasi, oleh karena itu tidak dapat dipakai untuk menentukan jenis histologik keganasan payudara. Pada umumnya disepakati bahwa klasifikasi keganasan payudara secara USG akan lebih dapat dimengerti jika dibagi atas keganasan dengan batas kabur (*schirrhous*) dan yang mempunyai batas jelas.

1. Keganasan Payudara dengan batas kabur (tipe schirrus)

Sebagian besar keganasan payudara yang dapat dideteksi secara USG mempunyai batas yang kabur hal ini kemungkinan disebabkan oleh karena adanya infiltrasi kanker payudara ke jaringan sekitarnya.

Tanda utama keganasan payudara ini tipe ini adalah :

- Bentuk : bervariasi dapat bundar, oval, berlobusi atau tak teratur
- Batas : tidak teratur
- Eko internal : lemah dan inhomogen
- Bayangan akustik posterior : untuk sebagian besar kasus
- Mikrokalsifikasi : dapat dijumpai untuk sebagian besar kasus dengan diameter lebih dari 1 cm.

Tanda sekunder

- Perubahan/distorsi susunan anatomi normal jaringan sekitar tumor
- Penebalan/kekakuan ligamentum Cooperi
- Retraksi dan penebalan kutis
- Perubahan/distorsi jaringan lemak subkutis

2. Keganasan payudara yang mempunyai batas jelas

Kira-kira sebanyak 10% dari keganasan payudara dapat mempunyai gambaran USG seperti tipe ini. Tipe ini menyebabkan kesulitan dalam diagnosis karena gambarannya sangat mirip dengan tumor jinak seperti fibroadenoma. Termasuk tipe ini adalah karsinoma meduler, karsinoma mukoid dan karsinoma papilare intra-kistik.

Tanda utama keganasan tipe ini mirip seperti tanda tumor jinak yaitu

- Bentuk : bundar atau oval
- Batas : tegas dan teratur
- Eko-internal : lemah dan umumnya homogen
- Penyangatan akustik posterior : lemah, sedang dan kuat

Gambaran USG seperti ini dan secara klinik dicurigai adanya keganasan payudara maka harus selalu dicari tanda sekunder yang mendukung keganasannya.

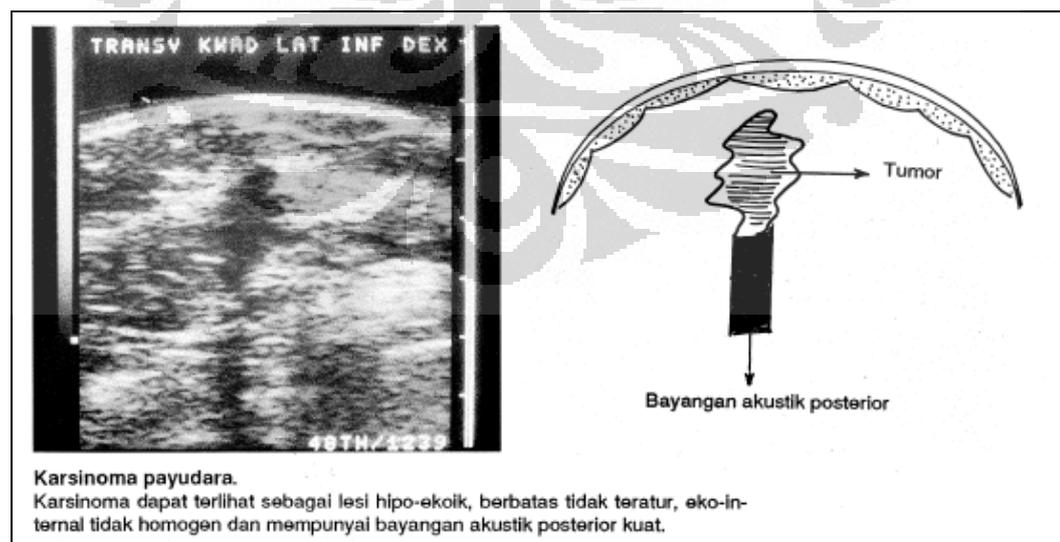
Keganasan metastasis pada payudara

Metastasis pada payudara merupakan keadaan yang jarang di jumpai. Diketahui bahwa melanoma malignum merupakan keganasan primer yang sering bermetastasis di payudara.

Depth/Width ratio pada penilaian lesi payudara

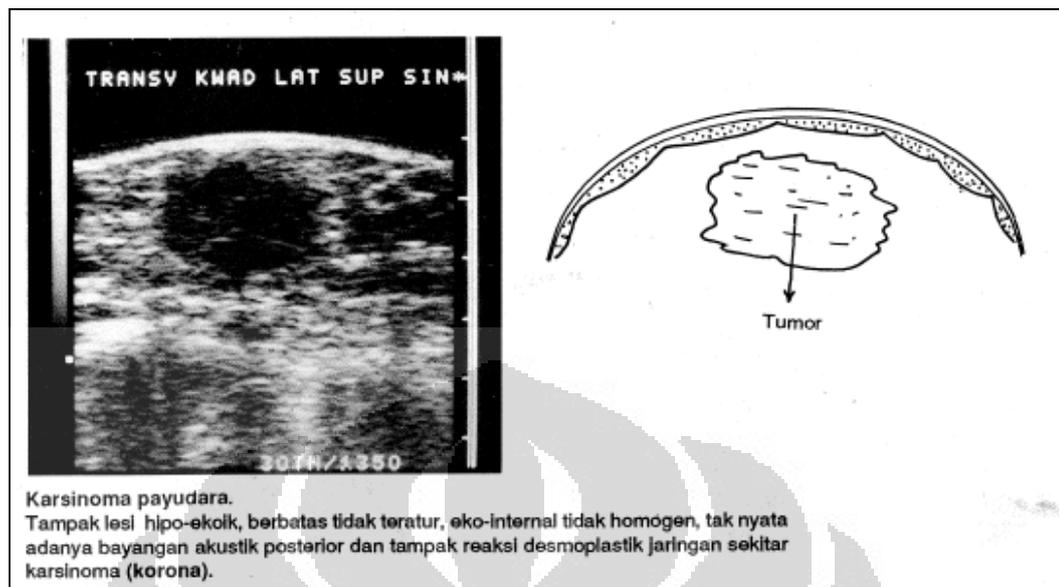
D/W ratio telah dikenal sebagai suatu kriteria ultrasonografi kuantitatif pada penilaian suatu lesi payudara. *Depth* diukur sebagai diameter antero-posterior sedangkan *Width* diukur sebagai diameter terpanjang suatu lesi. Telah diketahui bahwa pada umumnya keganasan payudara cenderung berbentuk bundar atau bertumbuh kearah antero-posterior sedangkan lesi jinak untuk sebagian besar kasus akan bertumbuh sejajar dengan permukaan kulit payudara. Oleh karena itu maka suatu lesi ganas payudara mempunyai *D/W ratio* lebih atau sama dengan 1, sedangkan lesi jinak umumnya mempunyai *D/W ratio* kurang dari 1. Beberapa peneliti mengemukakan bahwa makin besar *D/W ratio* suatu lesi payudara akan makin tinggi kekerapan metastasis pada kelenjar getah bening aksila dan kekerapan kekambuhan keganasannya.

3. Karsinoma

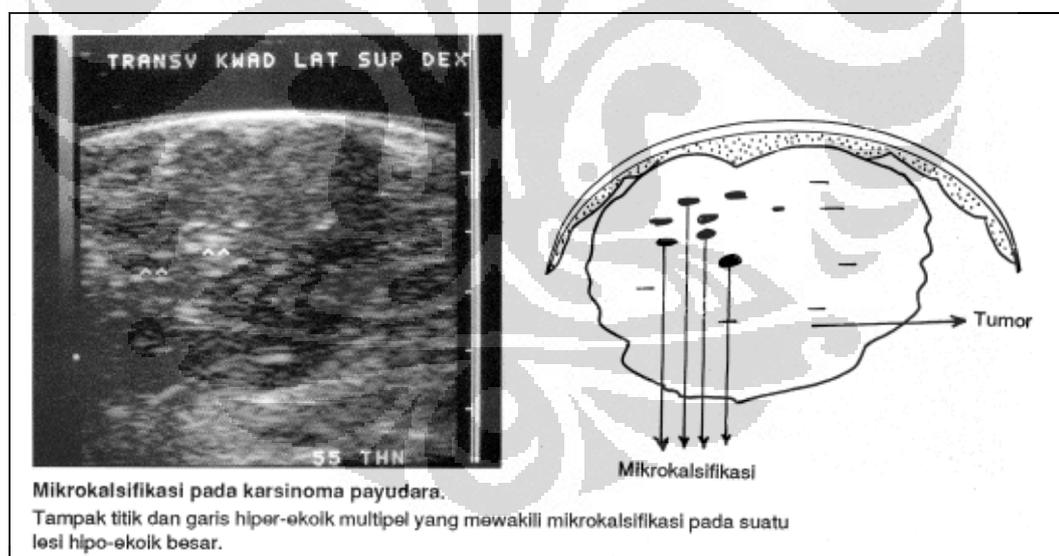


Gambar 2.31 Karsinoma Payudara

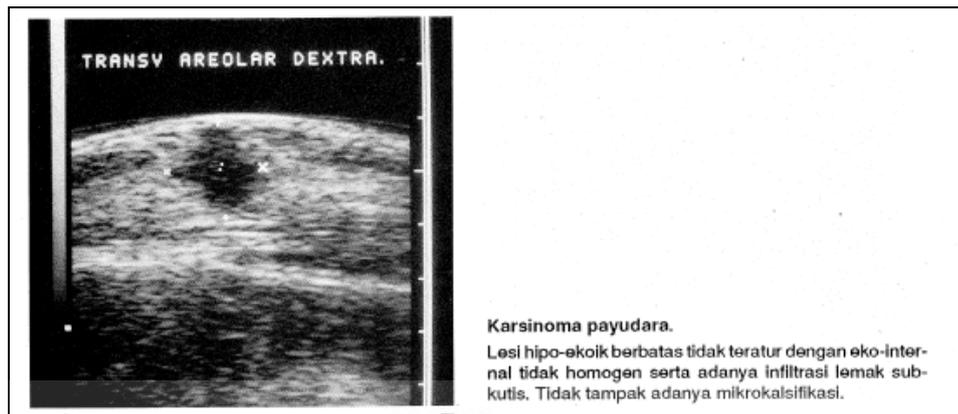
Telah diolah kembali dari buku "ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi" [6]



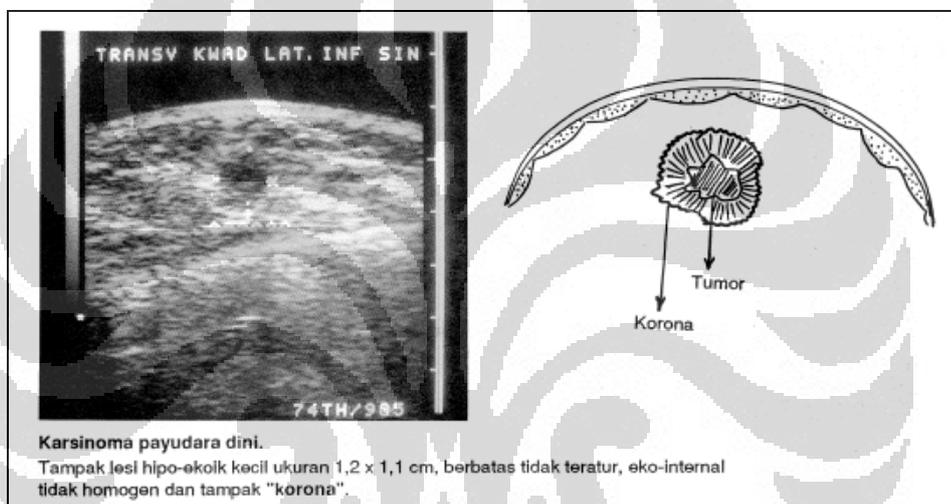
Gambar 2.32 Karsinoma Payudara
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



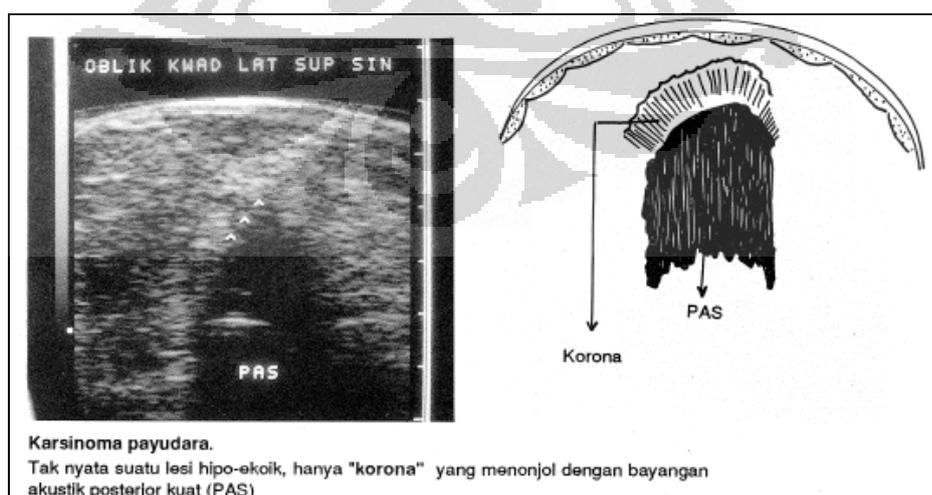
Gambar 2.33 Mikrokalsifikasi pada karsinoma payudara
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



Gambar 2.34 Karsinoma payudara tanpa mikrokalsifikasi
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

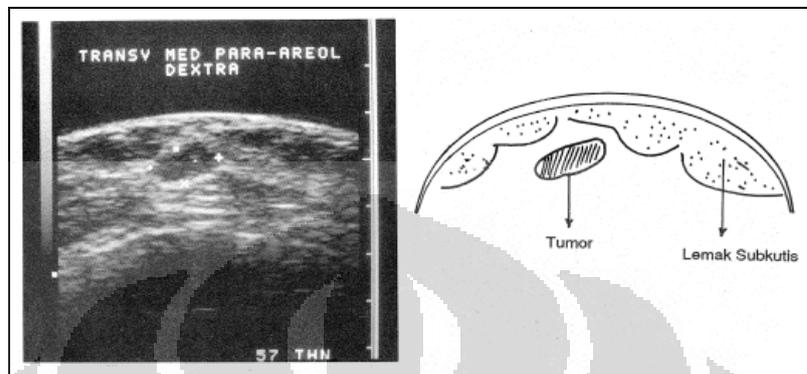


Gambar 2.35 Karsinoma payudara dini
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]



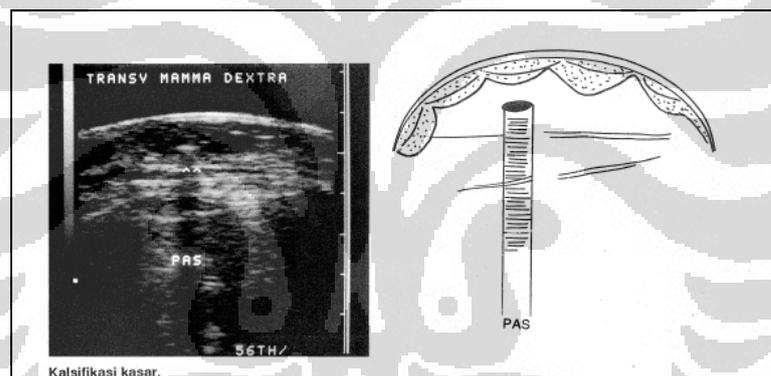
Gambar 2.36 Karsinoma Payudara dengan PAS
Telah diolah kembali dari buku “*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*” [6]

Karsinoma payudara dini, tampak lesi hipo-ekoik kecil ukuran 1.5 x 0.7 cm dengan eko-internal relatif tidak homogen, sekilas dapat disalahtafsirkan sebagai suatu lobul lemak subkutis. Keadaan ini sering dijumpai pada penderita usia lanjut.



Gambar 2.37 Karsinoma payudara-dini

Telah diolah kembali dari buku "*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*" [6]



Gambar 2.38 Karsinoma payudara dengan kalsifikasi kasar

Telah diolah kembali dari buku "*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*" [6]



Gambar 2.39 Karsinoma Payudara, tampak lesi hipo-ekoik dengan batas tidak teratur, penyebaran ke jaringan lemak subkutis serta tampak

Telah diolah kembali dari buku "*ATLAS ultrasonografi payudara dan mamografi*" [6]

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1. Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah pesawat USG merk Philips milik RSCM dan Laboratorium Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes Jakarta II. Untuk uji fungsi dan kualitas citra pesawat USG menggunakan phantom USG merk CIRS, milik Laboratorium Fisika Medis Universitas Indonesia.

Pengujian dilakukan pada pesawat USG dengan menggunakan *transducer* linear dengan frekuensi 8.8 MHz – 15 MHz. Selain itu juga digunakan *software ImageJ* untuk menghitung PV citra USG[14]. Spesifikasi dan gambar peralatan dapat dilihat pada Lampiran 1.

3.2. Metode Penelitian

Sebelum dilakukan penelitian utama dilakukan persiapan untuk menentukan kondisi pesawat agar memenuhi kondisi minimum standard sesuai dengan rekomendasi *Quality Assurance* AAPM No.65[7] dan AIUM[8]. Persiapan uji fungsi ini meliputi penentuan yang berkaitan dengan : *Uniformity, Dead Zone, Depth of Penetration, Beam Profile/Focal Zone/Lateral Respond Width, Vertical Distance Measurement, Horizontal Distance Measurement, Axial Resolution, lateral Resolution, Anechoic Masses, dan Contrast Sensivity*. Uji fungsi Pesawat USG diawali pengujian *uniformity* yang bertujuan untuk melihat keseragaman hasil citra yang dihasilkan untuk semua kedalaman yang sama. Ini merupakan pengujian untuk memastikan semua kristal di dalam *transducer* berfungsi dengan baik[10]. Selanjutnya dilihat juga apakah terdapat *dead zone* dari citra yang dihasilkan *transducer*, tujuannya adalah mengevaluasi seberapa dekat *near field* yang masih mampu diamati dan mampu dihasilkan pada citra USG. Untuk mengevaluasi kemampuan *transducer* menghasilkan citra dengan penetrasi yang terdalam dengan nilai intensitas yang paling maksimum dilakukan uji *depth of penetration*.

Pengujian fungsi pesawat selanjutnya adalah uji kemampuan pesawat untuk menghasilkan ukuran citra yang tepat, untuk itu dilakukan uji *Beam Profile/Focal Zone/Lateral Respond Width* tujuannya adalah untuk mengevaluasi profil berkas yang dihasilkan oleh *transducer* dan mengevaluasi lebar respon lateral dari citra yang dihasilkan oleh *transducer*. Kemudian juga dilakukan uji untuk mengevaluasi resolusi citra vertikal dan horisontal dengan uji *horizontal & vertical distance resolution*. Untuk respon terhadap objek dilakukan 2 uji yakni : *Anechoic Mass Resolution* dan *Gray Scale Contrast Resolution*. Uji *Anechoic Mass Resolution* bertujuan mengevaluasi hasil citra terhadap bentuk objek *anechoic*, dalam hal ini dilakukan pengukuran terhadap diameter vertikal dan diameter horisontal. Uji *Gray Scale Contrast Resolution* bertujuan untuk memonitor kualitas citra terhadap gradasi warna citra yang mampu dihasilkan, dalam hal ini kemampuan membedakan *grayscale* dan intensitas maksimum.

Setelah dihasilkan citra USG dengan menggunakan *phantom*, dilakukan *processing* menampilkan citra *soft-copy* tanpa manipulasi citra, selanjutnya citra *softcopy* disimpan ke dalam format *bmp* dan *jpeg* untuk dilakukan proses evaluasi dengan menggunakan panduan yang ada yakni AAPM no.65[7] dan panduan pengolahan citra[13].

Adapun penelitian utama dimaksudkan mengevaluasi hasil citra USG pasien pada kasus yang bervariasi. Jumlah pasien adalah 16 orang berasal dari RSCM dengan tambahan 17 orang pasien dari RS Kanker Dharmais. Evaluasi pertama dilakukan dengan menghitung distribusi nilai *pixel* citra payudara normal yang akan digunakan sebagai acuan. Kemudian dilakukan juga analisis distribusi nilai *pixel* pada setiap citra sampel yang diperoleh. Nilai *pixel* semua citra dibandingkan dengan distribusi *pixel* acuan[14]. Tabel 3.1 menunjukkan kelompok sampel dalam berbagai kasus. Untuk pencitraan payudara digunakan jenis *tranducer* linear sehingga daerah pandang lurus vertikal. Informasi mengenai tipe kasus setiap pasien diperoleh dari Rumah Sakit. Citra USG merupakan *database* dari Rumah Sakit dan pemeriksaan seluruhnya dilakukan pada tahun 2012. Penentuan kinerja pesawat dilakukan hanya pada pesawat milik RSCM.

Tabel 3.1 Jumlah Sampel dan Variasi Kasus

| Asal sampel | Kasus | Jumlah Sampel |
|-------------|-----------|---------------|
| RSCM | Normal | 2 |
| | Benign | 5 |
| | Malignant | 9 |
| RSKD | Normal | 4 |
| | Benign | 4 |
| | Malignant | 9 |

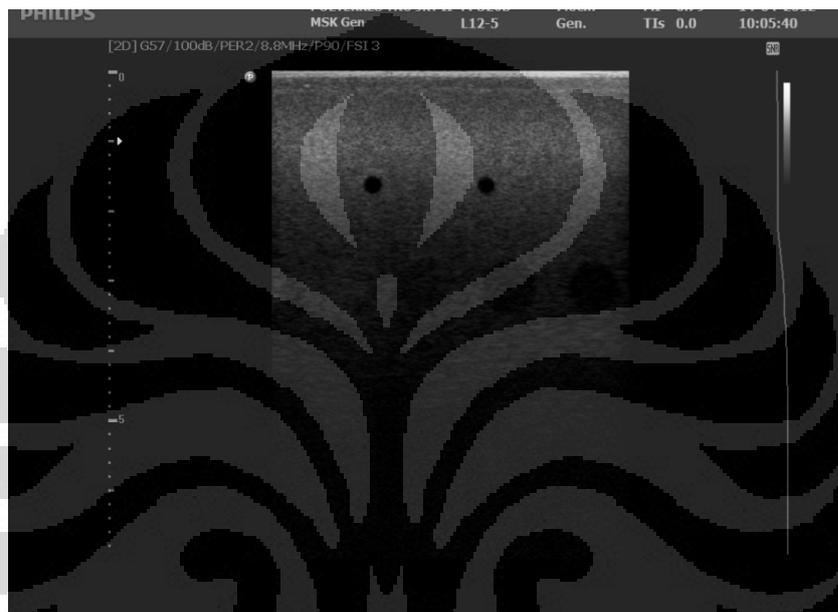
Untuk mendeteksi mikrokalsifikasi digunakan program *Adobe CS6 Extended*, sistem kerja *software* ini adalah melakukan filterisasi nilai *pixel* sehingga kehadiran mikrokalsifikasi tampak lebih jelas. Citra yang diamati dengan program ini dipilih pada citra yang sudah dinyatakan normal. Selain itu, *software* ini juga digunakan untuk memperjelas kehadiran potensi *malignant*.

BAB 4 HASIL PENELITIAN & PEMBAHASAN

4.1. Hasil Penelitian

4.1.1 Uji Kinerja Pesawat USG

Gambar 4.1 menunjukkan hasil uji *uniformity*, terlihat pada kedalaman 1 cm dari permukaan citranya tampak *uniform*.



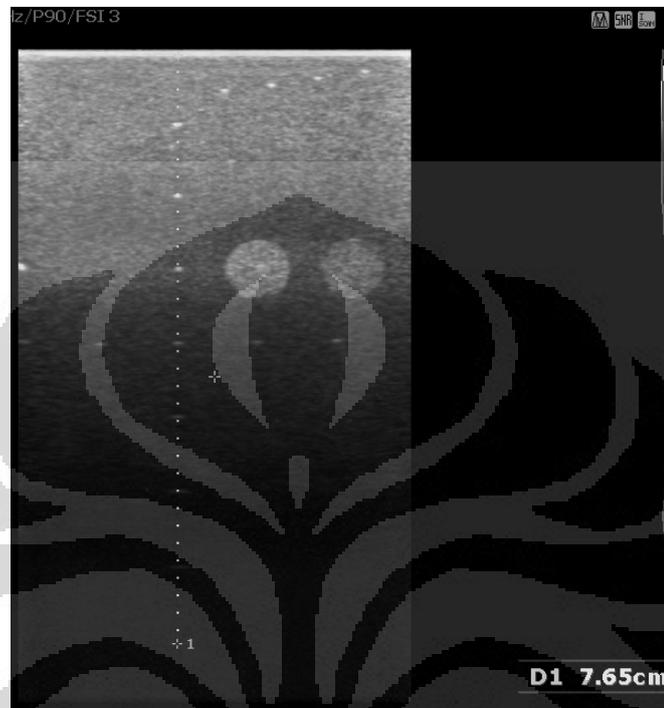
Gambar.4.1 Hasil uji *Uniformity* pada kedalaman 1 cm.



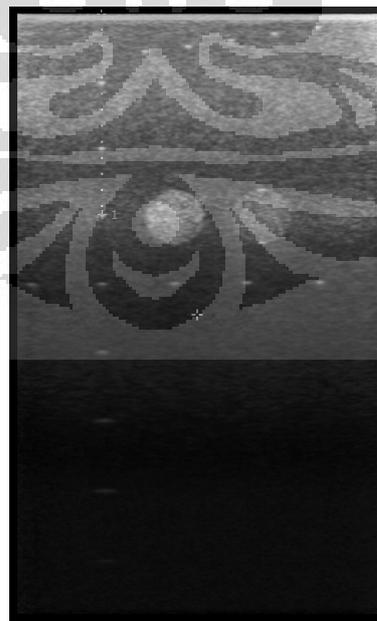
Gambar 4.2 Hasil uji *dead zone*

Untuk mengetahui *deadzone* titik-titik pada citra dalam Gambar 4.2 dievaluasi. Tampak 5 titik dapat teramati dengan baik sehingga menurut *manual QA*[11] kedalaman *dead zone* mengikuti aturan : jumlah titik yg terlihat - 5, dalam temuan ini $5-5=0$, sehingga dapat dikatakan tidak ada *deadzone*.

Daya penetrasi ditentukan oleh frekuensi *transducer*, dari citra yang tampak dalam Gambar 4.3 daya penetrasi gelombang *ultrasound* pada frekuensi 8.8 MHz mencapai 7.65 cm.



Gambar 4.3 Hasil pengujian *depth of penetration*



Gambar 4.4 Hasil pengujian *beam profile*

Gambar 4.4 adalah hasil uji profil berkas, titik pada garis vertikal yang paling tipis adalah titik ke-3 yang terletak pada lokasi 2.83 cm ini berarti pada kedalaman tersebut adalah daerah fokus.

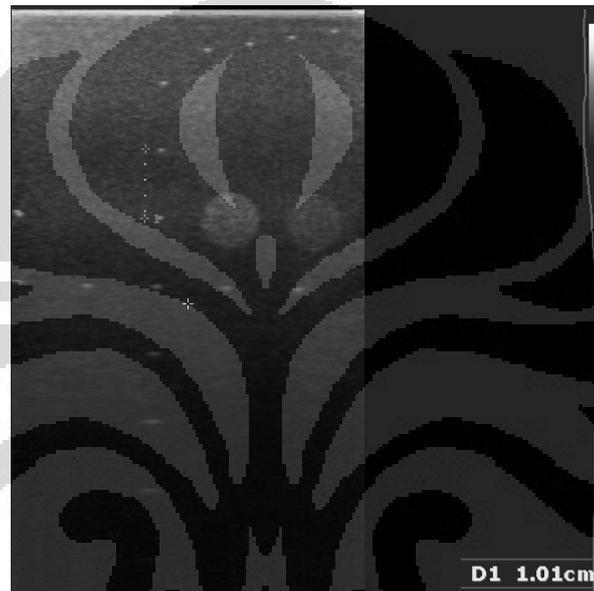
Untuk mengetahui ketelitian jarak horisontal dan vertikal diperoleh dari evaluasi citra pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6, Jarak *real* adalah 1 cm ditunjukkan pada citra adalah 1.02 cm. Sedangkan untuk uji jarak vertikal 1 cm ditunjukkan oleh citra 1.01 cm



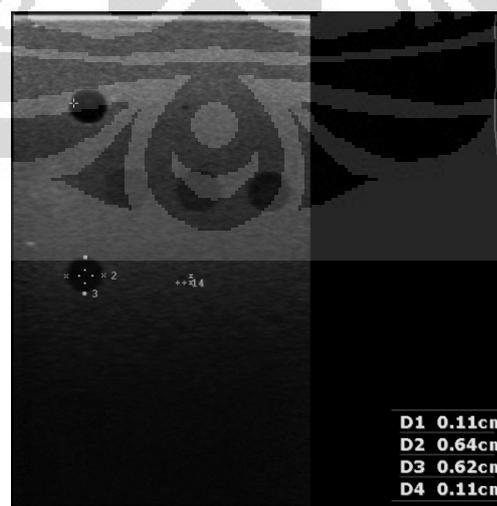
Gambar 4.5 Hasil pengujian jarak horisontal

Dari Gambar 4.6 terlihat bahwa hasil akurasi yaitu mendapatkan nilai 1.01 cm, sehingga dapat disimpulkan bahwa *transducer* memiliki akurasi jarak vertikal yang baik.

Untuk menguji kontras rendah dan representasi ukuran *anechoic* yang aplikasinya untuk representasi citra kista dilakukan uji massa *anechoic*. Dari Gambar 4.7 terlihat massa yang diukur memiliki bentuk lingkaran yang cukup baik terlihat dari perbandingan diameter vertikal dan diameter horisontal yang cukup baik. Untuk bentuk lingkaran kecil memiliki diameter vertikal dan horisontal yang sama yakni 0.11 cm dan untuk lingkaran yang besar juga memiliki diameter vertikal dan horisontal yang sama pula yakni 0.64 cm.

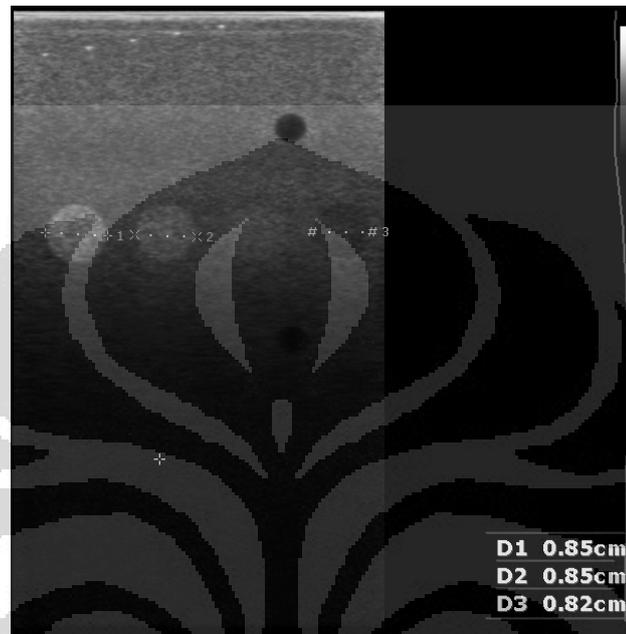


Gambar 4.6 Hasil pengujian akurasi jarak vertikal

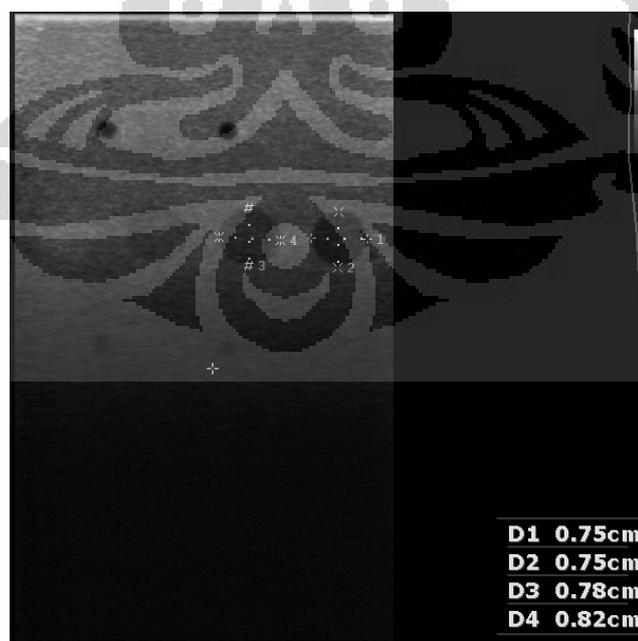


.Gambar 4.7 Hasil pengujian massa *anechoic*

Uji sensitivitas kontras dilakukan dengan melihat Gambar 4.8 dan Gambar 4.9. Citra objek dengan ukuran sama dan kontras bervariasi, kontras yang paling rendah yang dapat dilihat secara visual menentukan sensitivitas kontras, terlihat bahwa kontras yang paling rendah masih dapat diamati.



Gambar 4.8 Hasil pengujian sensitivitas kontras

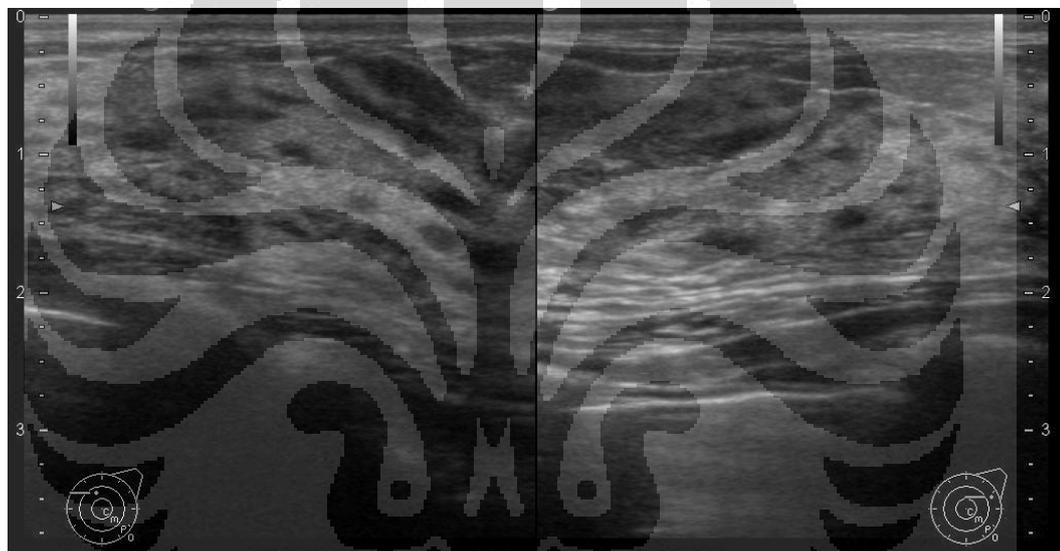


Gambar 4.9 Hasil pengujian sensitivitas kontras

Dari hasil semua komponen uji diperoleh hasil yang menunjukkan pesawat berfungsi mengikuti standard sesuai dengan manual AAPM[7] dan AIUM[8].

4.1.2 Citra USG Payudara Dengan Berbagai Kasus

Gambar 4.10 adalah contoh citra USG payudara normal pasien usia 23 tahun dan 4 citra lain dengan umur bervariasi dapat dilihat di Lampiran 2. Beberapa temuan yang diperoleh berkaitan karakter citra USG normal dapat dilihat dalam Tabel 4.1



Gambar 4.10 Citra USG payudara normal (A) berumur 23 tahun

Tabel 4.1 Karakteristik citra USG payudara normal

| Umur | Tebal Lemak | | Tebal Jaringan Glandular | Nilai Pixel | |
|------|-------------|------------|-----------------------------|-------------|-----------|
| | Sub kutis | retro-mama | | Lemak | Glandular |
| 23 | 15 mm | 20 mm | 2.6 cm | 55.12 | 41.13 |
| 26 | 10 mm | 9 mm | 2.5 cm | 50.21 | 43.56 |
| 26 | 12 mm | 10 mm | 2.6 cm | 49.15 | 45.12 |
| 30 | 11 mm | 12 mm | 2.7 cm | 49.21 | 44.1 |
| 31 | 12 mm | 18 mm | 2.7 cm | 54.21 | 44.21 |
| 73 | 37 mm | 55 mm | 0.9 cm | 37.78 | 85.88 |

Citra lesi jinak tampak seperti perbesaran citra kelenjar, Gambar 4.11 menunjukkan contoh dengan lesi *benign*. Ada 10 citra payudara dengan lesi jinak yang lain dan dapat dilihat pada Lampiran 3.



Gambar 4.11 Citra USG payudara dengan lesi benign Pasien (F), usia 22 Tahun

Tabel 4.2 Karakteristik citra USG payudara *Benign*

| Umur | Ukuran lesi jinak | | a/b | Bentuk lesi | Nilai <i>Pixel</i> | Keterangan |
|------|-------------------|-------|------|-------------------|--------------------|---------------------------------|
| | a(cm) | b(cm) | | | | |
| 22 | 1.34 | 0.58 | 2.31 | Oval | 24.17 | |
| 23 | 1.84 | 1.13 | 1.63 | Oval | 24.27 | Terdapat <i>PAE</i> |
| 25 | 1.36 | 0.73 | 1.85 | Oval | 22.34 | Terdapat <i>PAE</i> |
| 27 | 3.54 | 1.25 | 2.83 | Oval | 23.17 | Terdapat <i>PAE</i> |
| 25 | 1.48 | 0.84 | 1.77 | Oval | 25.11 | |
| 24 | 7.00 | 3.70 | 1.89 | Oval | 25.40 | Terdapat <i>PAE</i> |
| 34 | 11.9 | 6.30 | 1.89 | Oval | 26.45 | Terdapat <i>PAE</i> & <i>LS</i> |
| 23 | | | #### | | | Terdapat <i>PAE</i> |
| 30 | 10.2 | 8.10 | 1.26 | Oval tak sempurna | 23.74 | Terdapat <i>PAE</i> |

a = panjang lesi, b = lebar lesi

* *PAE* = *Posterior Acoustic Enhancement*

***LS* = *Lateral Shadowing*

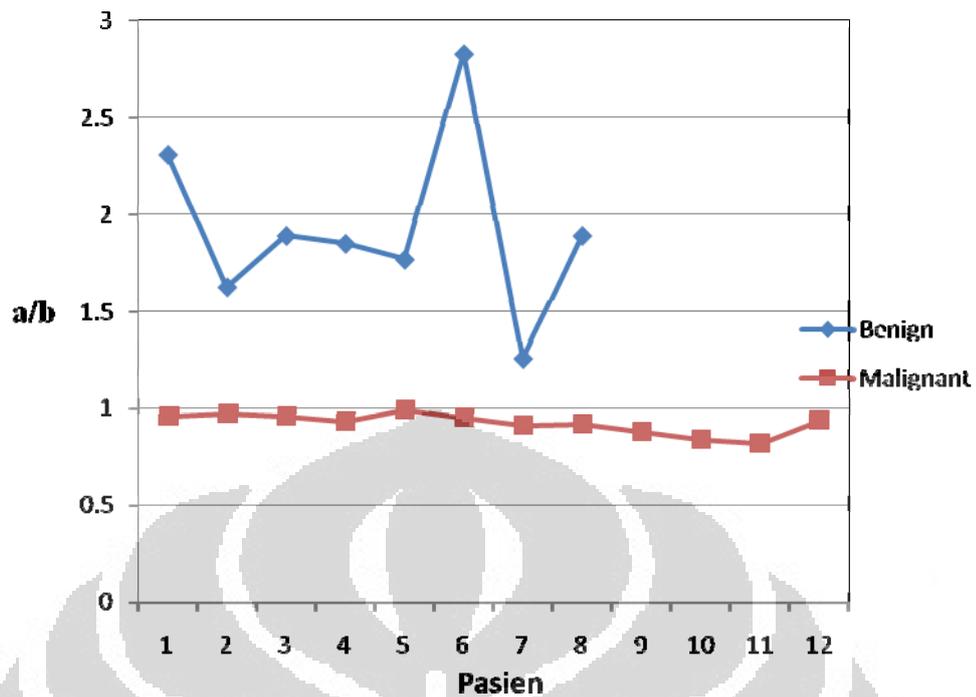
Citra lesi *malignant* mempunyai karakteristik yang spesifik seperti Gambar 4.14 adalah contoh citra USG payudara dengan lesi *malignant*. Tabel 4.3 menunjukkan beberapa karakteristik citra lesi *malignant*.

Tabel.4.3 Karakteristik citra USG *Malignant*

| Umur | Ukuran lesi malignant | | a/b | Bentuk lesi | Nilai <i>Pixel</i> | Keterangan |
|------|-----------------------|-------|------|-----------------|--------------------|---------------------|
| | a(cm) | b(cm) | | | | |
| 54 | 2.32 | 2.84 | 0.82 | tak beraturan | 37.12 | |
| 47 | 1.95 | 2.15 | 0.91 | tak beraturan | 38.15 | |
| 30 | 1.79 | 1.84 | 0.97 | tak beraturan | 37.24 | |
| 33 | 0.26 | 0.28 | 0.93 | | 37.69 | terdapat <i>PAS</i> |
| 43 | 0.55 | 0.58 | 0.95 | | 37.52 | terdapat <i>PAS</i> |
| 48 | 1.93 | 2.09 | 0.92 | | 39.42 | |
| 51 | 0.52 | 0.59 | 0.88 | | 37.24 | |
| 46 | 1.74 | 1.26 | 1.38 | tak beraturan | 38.17 | |
| 27 | | | #### | batas tak tegas | | |
| 51 | 1.89 | 2.26 | 0.84 | | | |
| 58 | 1.53 | 1.62 | 0.94 | tak beraturan | 37.24 | |
| 30 | 1.3 | 1.35 | 0.96 | tak beraturan | 37.92 | Terdapat <i>PAS</i> |
| 24 | | | #### | batas tak tegas | | |
| 42 | 3.4 | 3.42 | 0.99 | | 38.12 | Terdapat <i>PAS</i> |
| 21 | 7.7 | 8 | 0.96 | | 39.67 | |
| 33 | | | #### | batas tak tegas | | |
| 41 | | | #### | batas tak tegas | | |
| 25 | | | #### | batas tak tegas | | |

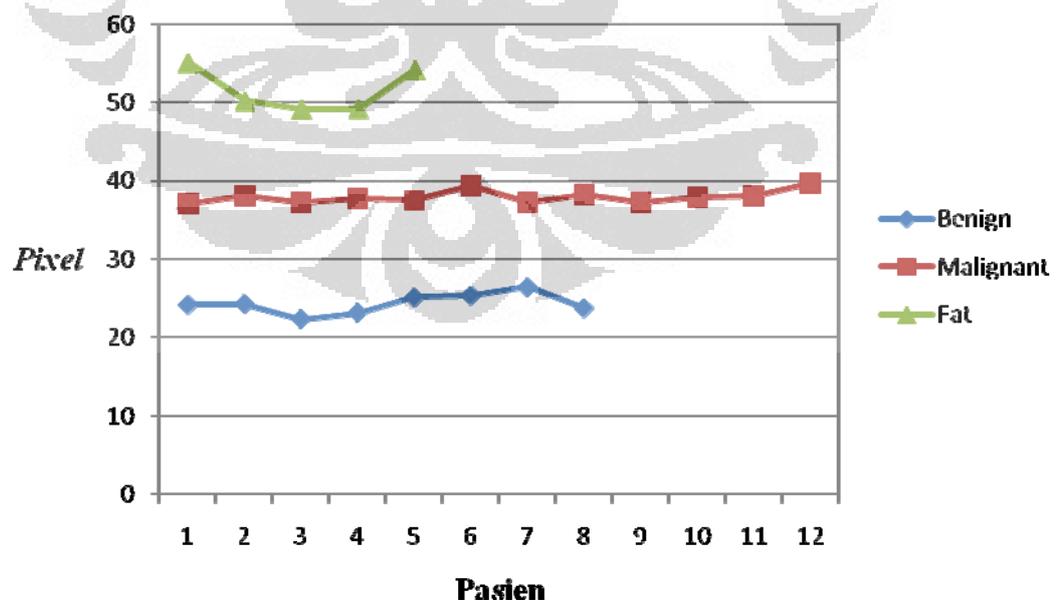
* *PAS* = *Posterior Acoustic Shadowing*

Gambar 4.12 memperlihatkan grafik perbandingan dari rasio (a/b) terhadap pasien dengan lesi *benign* dan *malignant*. Dari Gambar 4.12 terlihat bahwa lesi *malignant* mempunyai kecenderungan nilai rasio < 1 . Sedangkan pada *benign* memiliki kecenderungan nilai rasio > 1 .

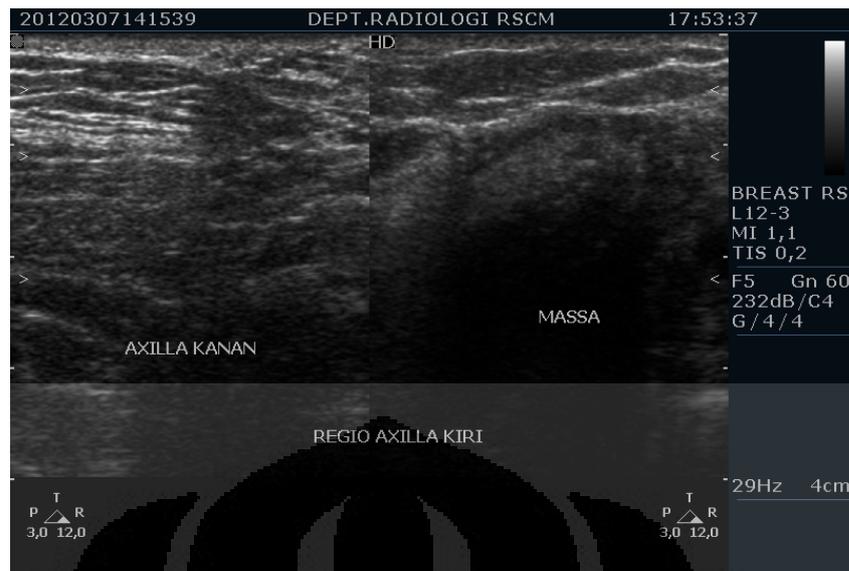


Gambar 4.12 Grafik nilai rasio panjang lesi (a) dan tinggi lesi (b) pada lesi *benign* dan *malignant*

Perbandingan distribusi nilai *pixel* lesi *benign*, lesi *malignant* dan *fat* pada payudara normal dapat ditunjukkan seperti pada Gambar 4.13 berikut ini.



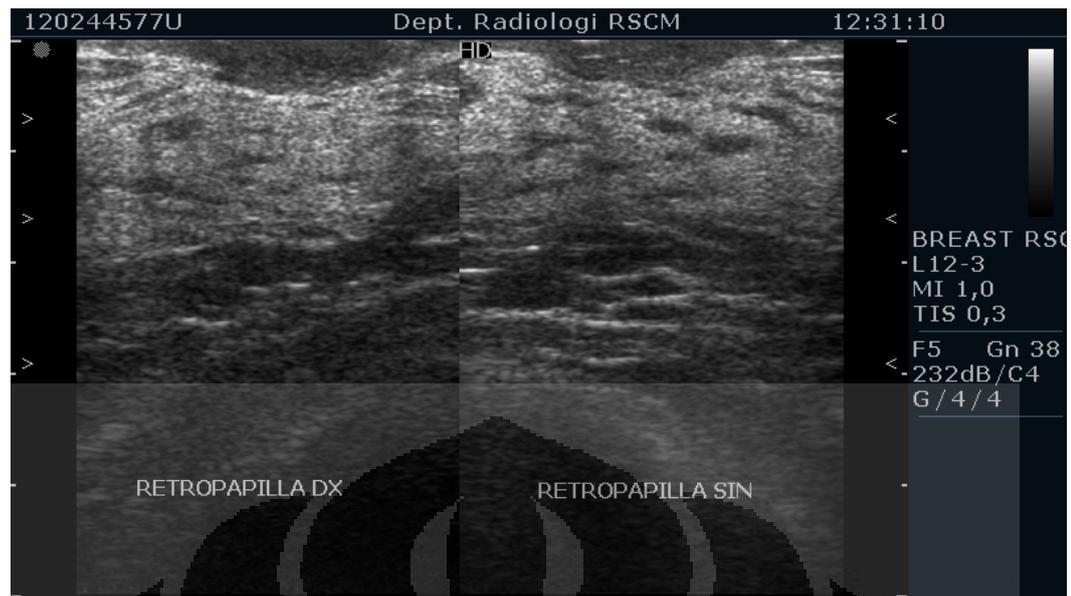
Gambar 4.13 Grafik distribusi nilai *pixel* pada lesi *benign*, lesi *malignant* dan *fat*



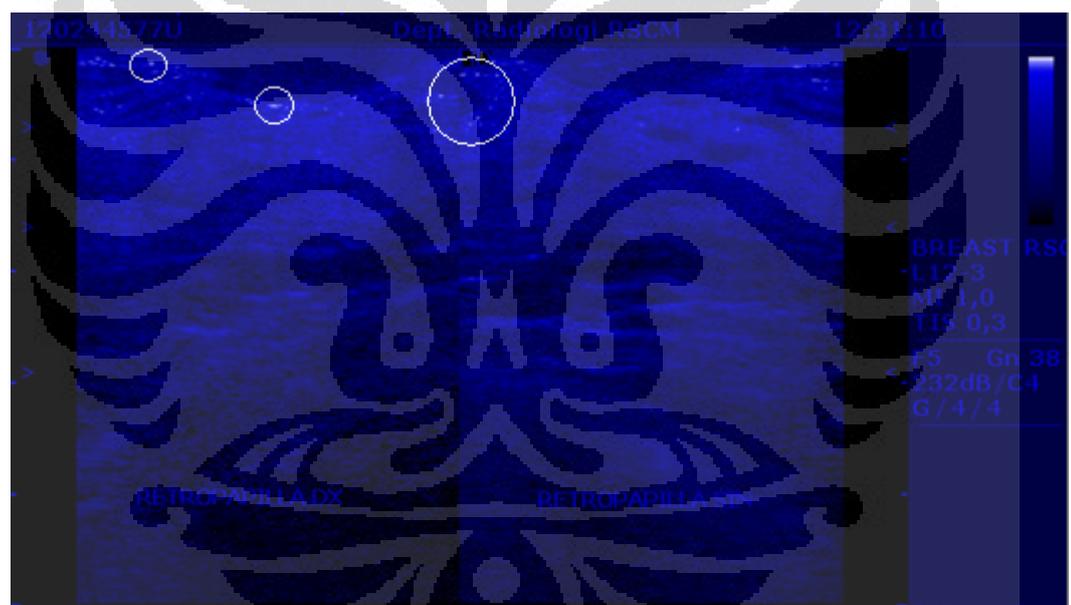
Gambar 4.14 Citra USG payudara lesi *malignant* pasien (O) berumur 46 tahun

Kelainan payudara biasanya diawali dengan adanya kalsifikasi berbentuk mikro. Timbunan mineral ini memiliki densitas yang lebih besar daripada jaringan disekitarnya. Adanya kalsifikasi ini adalah indikasi awal adanya tumor payudara. Keberadaan mikrokalsifikasi sulit tearamati secara visual pada citra USG *B-mode* sehingga dilakukan pengolahan citra dengan *software Adobe CS6 Extended*. Untuk deteksi mikrokalsifikasi dalam penelitian dilakukan dengan proses filterisasi dengan *Adobe CS6 Extended*.

Prinsip filterisasi ini adalah nilai *pixel* yang ditayangkan terbatas hanya yang dekat dengan nilai *pixel* mikrokalsifikasi sehingga mikrokalsifikasi dapat terlihat dengan jelas, contoh citra ini adalah USG payudara normal dengan mikrokalsifikasi dalam Gambar 4.15. Dalam 5 citra normal hanya ditemukan 2 citra yang terdapat mikrokalsifikasi. Selain itu, *software Adobe CS6 Extended* juga digunakan pada citra payudara dengan lesi *benign* dan *malignant*, contoh hasil dapat dilihat dalam Gambar 4.16 dan Gambar 4.17. Tampak dalam gambar terlihat pada lesi *malignant* merupakan kumpulan pertumbuhan mikrokalsifikasi.

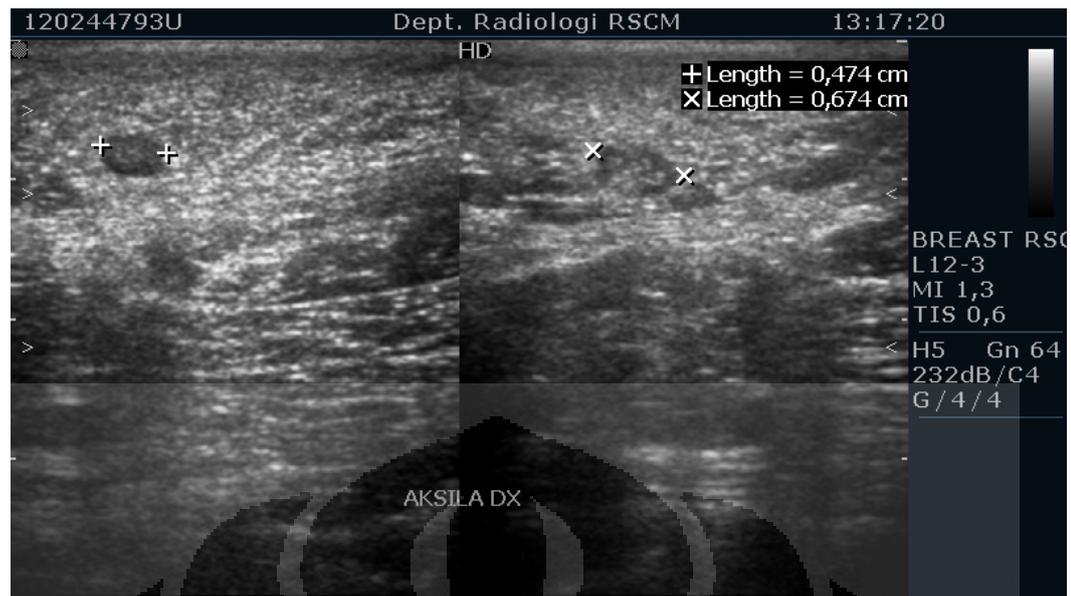


a)



b)

Gambar 4.15 a) Citra USG payudara normal b) Mikrokalsifikasi filtersisasi citra a) dengan *Adobe CS6 Extended*.

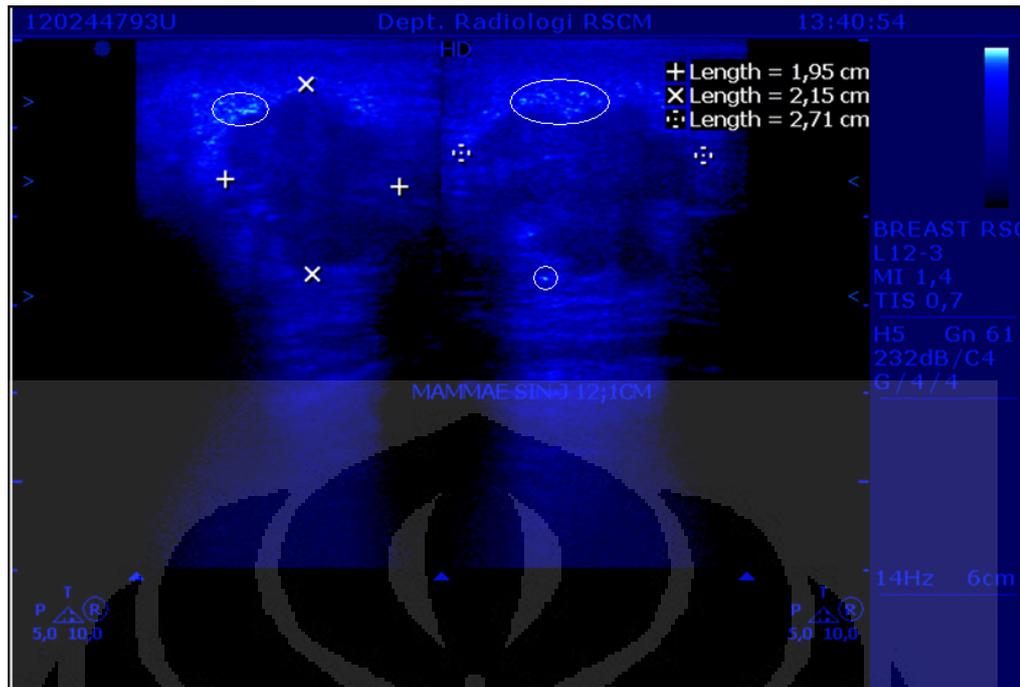


a)



b)

Gambar 4.16 a) Citra payudara dengan lesi benign. b) Mikrokalsifikasi filter pada citra a) hasil filterisasi dengan *Adobe CS6 Extended*



Gambar 4.17 Hasil filterisasi citra payudara dengan lesi *malignant*

4.2 Pembahasan

Hasil citra pasien yang diperoleh pada penelitian ini berasal dari RSCM dan RSKD. Pada pengujian *QA* terhadap pesawat USG di RSCM menunjukkan bahwa pesawat USG memiliki kinerja yang sesuai dengan standar yang ditentukan oleh manual AAPM[7] dan AIUM[8]. Adapun untuk pesawat USG di RSKD tidak dapat dilakukan pengujian *QA* berkaitan perizinan administrasi, namun RSKD memberi citra USG payudara dari 17 orang pasien.

Citra USG payudara normal memiliki karakter yang sangat ditentukan oleh usia pasien yang berpengaruh pada menentukan komposisi dari jaringan fibroglandular, dan lemak subkutis maupun lemak retromama. Dari penelitian ini pada citra USG payudara normal diusia produktif, memiliki jaringan fibroglandular yang relatif lebih tebal yang sesuai dengan yang dinyatakan oleh Daniel Makes bahwa ukuran jaringan fibroglandular pada usia produktif lebih tebal jika dibanding usia *pasca menopause*[6].

Dari penelitian 5 pasien yang berumur 23 - 31, 1 orang berumur 73 tahun maka diperoleh informasi bahwa tebal lemak subkutis pada rentang 10 - 15 cm dan lemak retromama pada rentang 11 - 20 mm. Tebal jaringan fibroglandular pada usia produktif 2.5 - 2.7 cm dan 1.5 cm untuk usia menopause. Nilai *pixel fat* adalah 49 - 55 untuk usia produktif dan 37.78 untuk usia tidak produktif. Nilai *pixel glandular* adalah 41 - 45 sedangkan untuk usia tidak produktif 38. Hasil citra karakteristik normal ini selanjutnya dipakai sebagai acuan untuk evaluasi payudara yang mengandung massa *benign* dan *malignant*.

Dari 9 citra USG payudara dengan lesi benign yang kebetulan semua sampel dalam umur produktif, citra lesi *benign* berbentuk oval dengan rasio antara panjang dan tinggi (*a/b*) berkisar 1.6 - 2.9. Beberapa citra menunjukkan citra lesi diikuti oleh posterior lesi dan tampak terjadi peningkatan penguatan akustik dan *lateral shadowing*. Nilai *pixel* citra dalam lesi *benign* berada dalam rentang nilai pixel 22 - 25. Kehadiran *lateral shadowing* pada kasus *benign* dinyatakan juga oleh Palmer[9].

Citra USG lesi *malignant* cenderung tidak memiliki batas tegas dan didalam lesi tampak campuran antara citra akustik lemah maupun kuat yang menunjukkan perbedaan campuran material dengan impedansi yang berbeda-

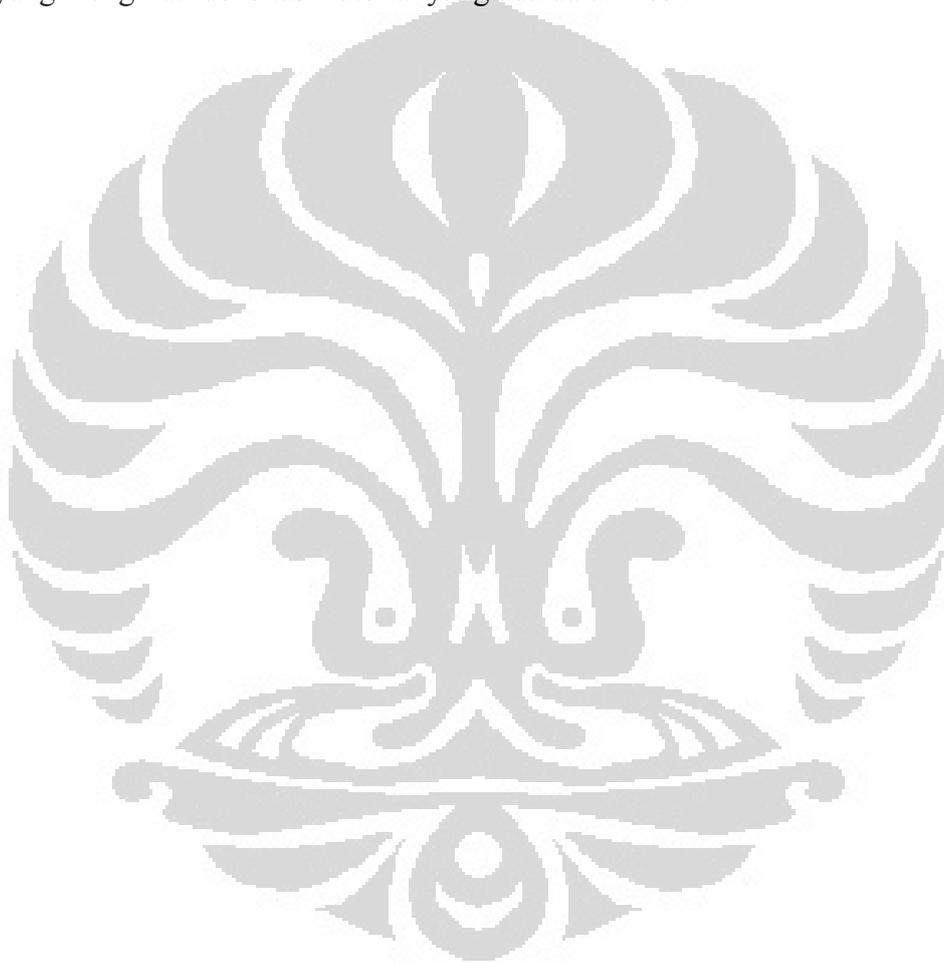
beda didalamnya. Kebalikan dengan lesi *benign*, citra lesi *malignant* cenderung mempunyai ukuran panjang lebih pendek dari tingginya, dari penelitian 18 orang berumur 21 - 75 tahun hanya 13 citra yang dapat ditentukan ukuran secara visual rasio $a/b = 0.88 - 1.00$. Apabila didalam lesi *malignant* mengandung medium dengan massa tinggi maka berkas *ultrasound* mengalami atenuasi sehingga intensitasnya berkurang dan saat melintasi jaringan dibawah massa padat yang memiliki nilai impedansi yang tidak jauh berbeda dengan jaringan sekitarnya mengakibatkan gelombang *echo* yang dihasilkan sangat kecil sehingga akan terjadi *shadowing* (bayangan akustik)[9]. Kehadiran *PAS* merupakan indikasi kuat akan kehadiran *malignant* [12].

Deteksi dini mikrokalsifikasi bagi wanita sangat diperlukann karena mikrokalsifikasi merupakan indikator potensi pertumbuhan *malignant*. Dalam penelitian ini untuk mendeteksi mikrokalsifikasi digunakan perangkat lunak *Adobe CS6 Extended*, yang memfilter jaringan sekitar mikrokalsifikasi menjadi berintensitas rendah sehingga mikrokalsifikasi tampak lebih jelas. Mikrokalsifikasi dalam penelitian ini yakni *software* dicobakan pada citra USG payudara normal, 2 dari 5 citra tampak kehadiran mikrokalsifikasi yang ditandai kehadiran titik putih. Untuk memperjelas bahwa *malignant* didahului oleh mikrokalsifikasi, perangkat lunak ini juga dicobakan citra lesi *benign* dan *malignant*.

Dengan nilai *pixel* ternyata dapat pula diidentifikasi lesi *benign* atau *malignant*. Nilai *pixel* untuk glandular normal dalam rentang 41 – 45 dan lemak retro mama 49 - 55, glandular dengan lesi *benign* dalam rentang 22 – 26 dan glandular dengan lesi *malignant* 37 - 39. Sehingga dapat dikatakan apabila nilai *pixel* lesi yang mencurigakan khusus untuk lesi pada massa produktif dapat diketahui dari rentang *pixel*nya sebab rentang ketiganya tidak ada daerah yang berimpitan sehingga memudahkan untuk identifikasinya.

Daerah lemak pada payudara normal yang berada pada rentang 49 - 55 merupakan ukuran yang dijadikan sebagai acuan untuk *echogenity* pada lesi. Kasus kista biasanya terjadi pada rentang 22 - 26 yang merupakan rentang *hypoechoenic* atau berwarna relatif lebih gelap jika dibandingkan *fat*. Nilai *pixel fat* merupakan nilai yang menjadi acuan pembanding dalam payudara, sebab

lemak bersifat *isoechoic*, dan hasil penelitian ini berkaitan dengan nilai *pixel* lemak jika dibandingkan dengan lesi *benign* ataupun lesi *malignant* menunjukkan hasil yang sesuai dengan yang dinyatakan oleh Thomas Stavros[12]. Apabila nilai *pixel* lebih tinggi daripada lemak menunjukkan lesi bersifat kurang *echogenic* atau *hypoechogenic*. Kecenderungan untuk lesi *benign* memiliki sifat *hypoechogenic*. Sedangkan untuk lesi *malignant* mengandung beberapa material yang tidak homogen didalam lesi sehingga lesi *malignant* memiliki karakteristik yang mengikuti densitas material yang ada dalam lesi.



BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari data hasil penelitian dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Citra USG payudara dapat mengidentifikasi payudara normal dan kehadiran lesi *benign* maupun *malignant*. Penelitian ini telah berhasil memperoleh temuan beberapa karakteristik ketiga citra payudara antara lain citra normal ketebalan fibroglandular bervariasi berdasarkan umur, untuk umur produktif berada dalam rentang 2.5 - 2.7 cm dan untuk rentang menopause relatif lebih tipis. Nilai *pixel* citra untuk lemak dalam rentang 37 – 55 dan glandular 41 – 45.
2. Untuk citra payudara dengan lesi *benign* pada umumnya berbentuk oval dengan batas tegas, rasio panjang dengan tinggi citra >1 dan dalam penelitian ini diperoleh nilai *pixel* citra lesi berada dalam rentang 22 – 26.
3. Citra lesi *malignant* yang umumnya tidak bertepi tegas mempunyai rasio panjang dan tinggi < 1 dan dalam penelitian ini diperoleh nilai *pixel* citra *malignant* dalam rentang 37-39. Seringkali lesi *malignant* tidak beraturan dan tidak memiliki batas tegas sehingga sulit menentukan rasio a/b , untuk kasus yang demikian nilai *pixel* sangat menentukan untuk identifikasi keganasan.
4. Nilai *pixel* dapat digunakan sebagai identifikasi jenis lesi mengingat nilai *pixel* ketiganya (*normal*, *benign*, *malignant*) dalam rentang saling berbeda.
5. Dengan perangkat lunak *Adobe CS6 Extended* mikrokalsifikasi dapat tampak sebagai visual. Pada payudara normal yang sebelumnya tidak tampak secara visual. Perangkat lunak ini menambah informasi pada USG payudara *benign*, yang mempunyai potensi *malignant* dengan adanya mikrokalsifikasi. Perangkat lunak ini juga menegaskan bahwa keganasan itu merupakan pertumbuhan mikrokalsifikasi yang menyebar luas.

5.2 Saran

Penelitian ini masih jauh dari sempurna dikarenakan berbagai keterbatasan yang ada, oleh karena itu direkomendasikan untuk ;

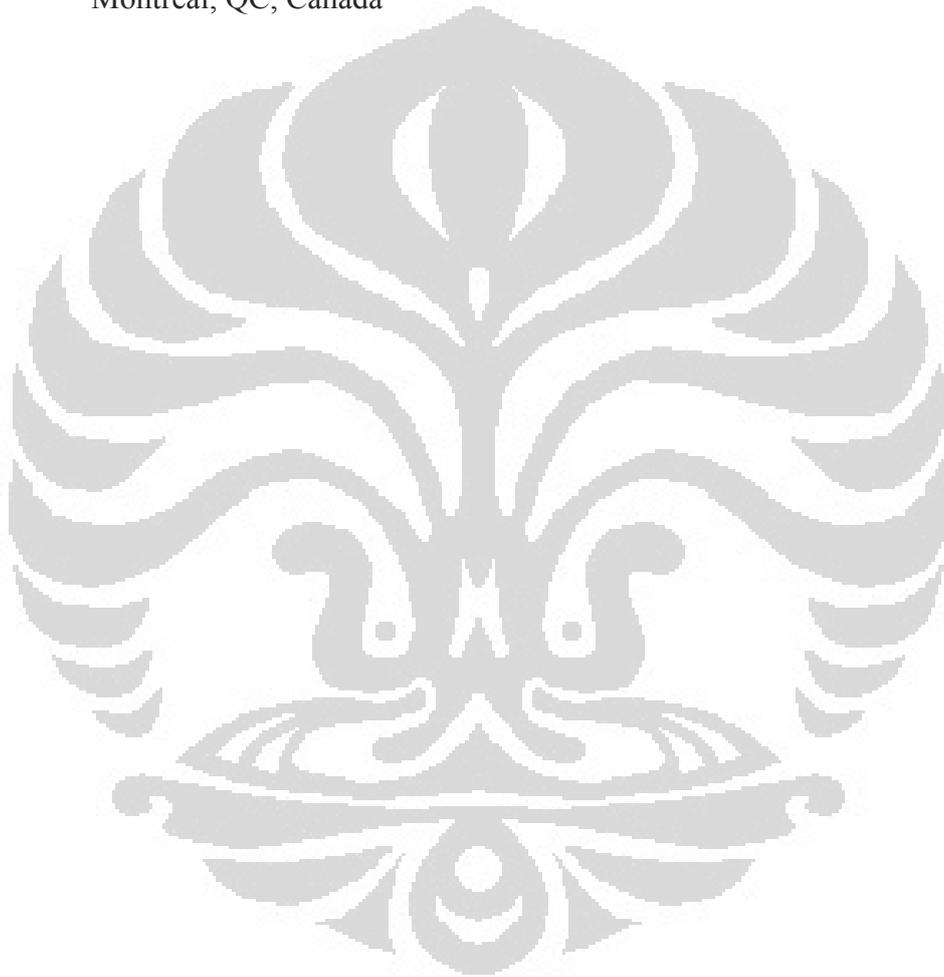
1. Sebaiknya identifikasi jenis lesi dengan berdasarkan nilai *pixel* disebarluaskan kepada para klinisi.
2. Sebaiknya cara identifikasi mikrokalsifikasi citra payudara disebarluaskan kepada para klinisi.
3. Sebaiknya identifikasi jenis lesi dengan berdasarkan nilai *pixel* dilakukan juga pada citra *ultrasound* 3D.
4. Sebaiknya format citra *ultrasound* yang digunakan adalah *DICOM* atau *EPS*.



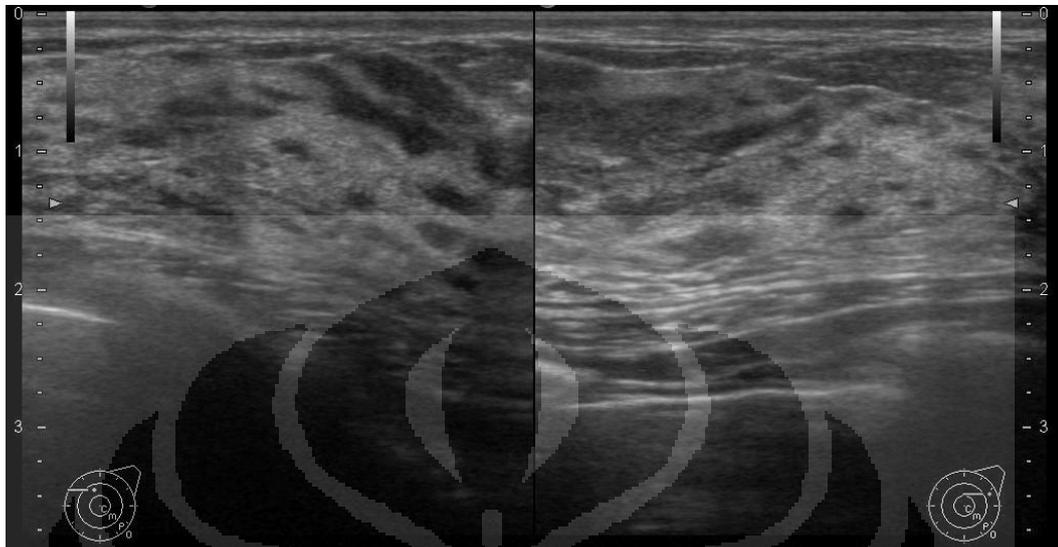
DAFTAR PUSTAKA

- [1] Brahma., B. Rumah Sakit Kanker Dharmais (2012). Deteksi dini kanker payudara.
- [2] Giger.L etc. American Association of Physicists in Medicine (2002). *Computerized diagnosis of breast lesions on ultrasound*. Jurnal dari : Medical Physics
- [3] Bushberg J., et al., (2002). *The Essential Physics Of Medical Imaging*. Philadelphia : Lippincott Williams&Wilkins
- [4] Penny., et al., (2011). *Examination Review for Ultrasound.*, Philadelphia : Lippincott Williams&Wilkins
- [5] Weiss., et al., “*What is Breast Cancer* “. 21 Maret 2012
<http://www.breastcancer.org/symptoms/understand_bc/what_is_bc_.jsp>
- [6] Makes, Daniel. (1992). *Atlas Ultrasonografi Payudara dan Mammografi*. Jakarta : Balai Penerbit Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia
- [7] Goodsitt., et al., American Association of Physicists in Medicine Report No. 65. (1998). *Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures; Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1*. Medical Physics Journal
- [8] Laurel, American Institute of Ultrasound in Medicine (1990). *Standard methods for measuring performance of ultrasound pulse-echo equipment*. Committee Report
- [9] Giger.L etc. American Association of Physicists in Medicine (2003). *Computerized analysis of shadowing on breast ultrasound for improved lesion detection*. Jurnal dari : Medical Physics .
- [10] User Guide (2011): Multi-Purposes Multi-Tissue Ultrasound Phantom. CIRS. www.cirsinc.com
- [11] Palmer., P.E.S. (1996). *Panduan Pemeriksaan Diagnostik USG.*, Jakarta : EGC Penerbit Buku Kedokteran.

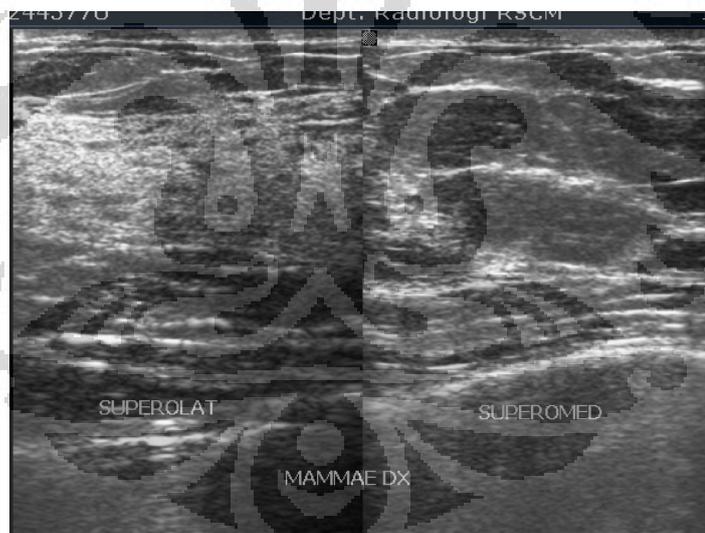
- [12] Stavros., T., (2004) *Breast Ultrasound*,. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins
- [13] Aniati Murni A dan Suryana Setiawan. (1992). *Pengantar Pengolahan Citra Digital*. PT Elex Media Komputindo, UI, Jakarta
- [14] Tiago, A, Ferreira., Wayne, Rasband. (2011). *The ImageJ User Guide - Version 1.44*. Centre for Research in Neuroscience McGill University, Montreal, QC, Canada



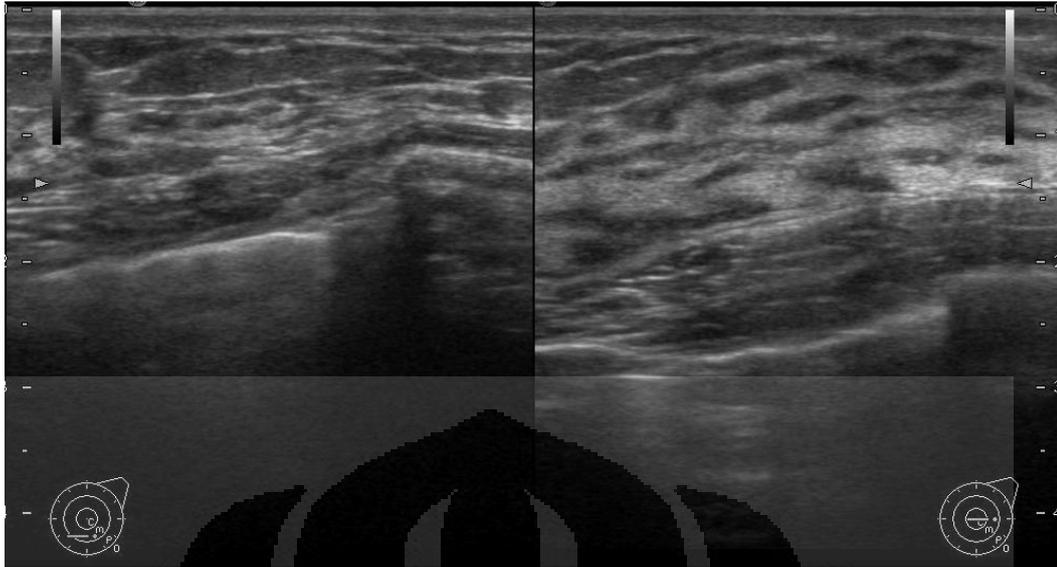
Lampiran 2. Citra Payudara Normal



Citra USG Payudara Normal Pasien (A), berumur 23 tahun



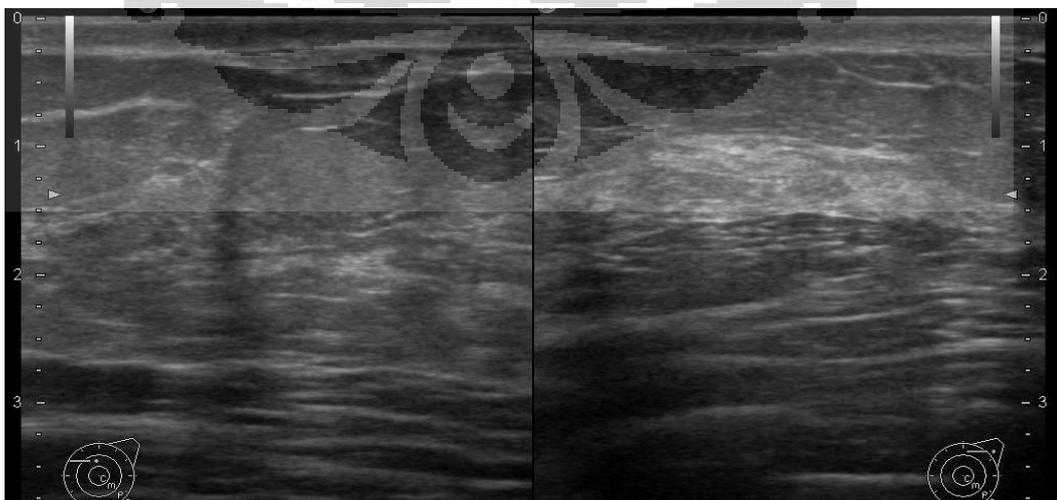
Citra USG payudara Normal Pasien (B), berumur 26 tahun



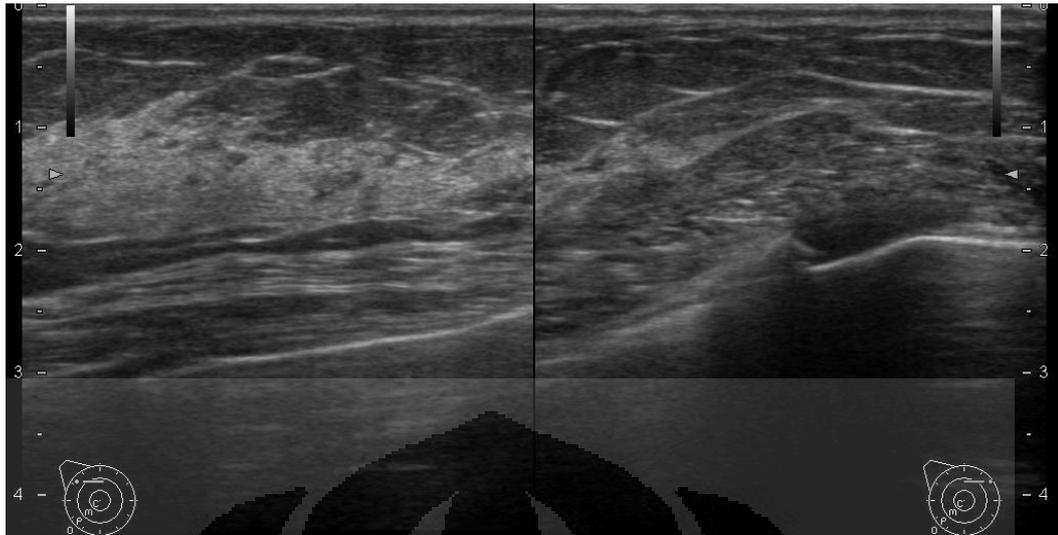
Citra USG payudara Normal Pasien (C), berumur 26 tahun



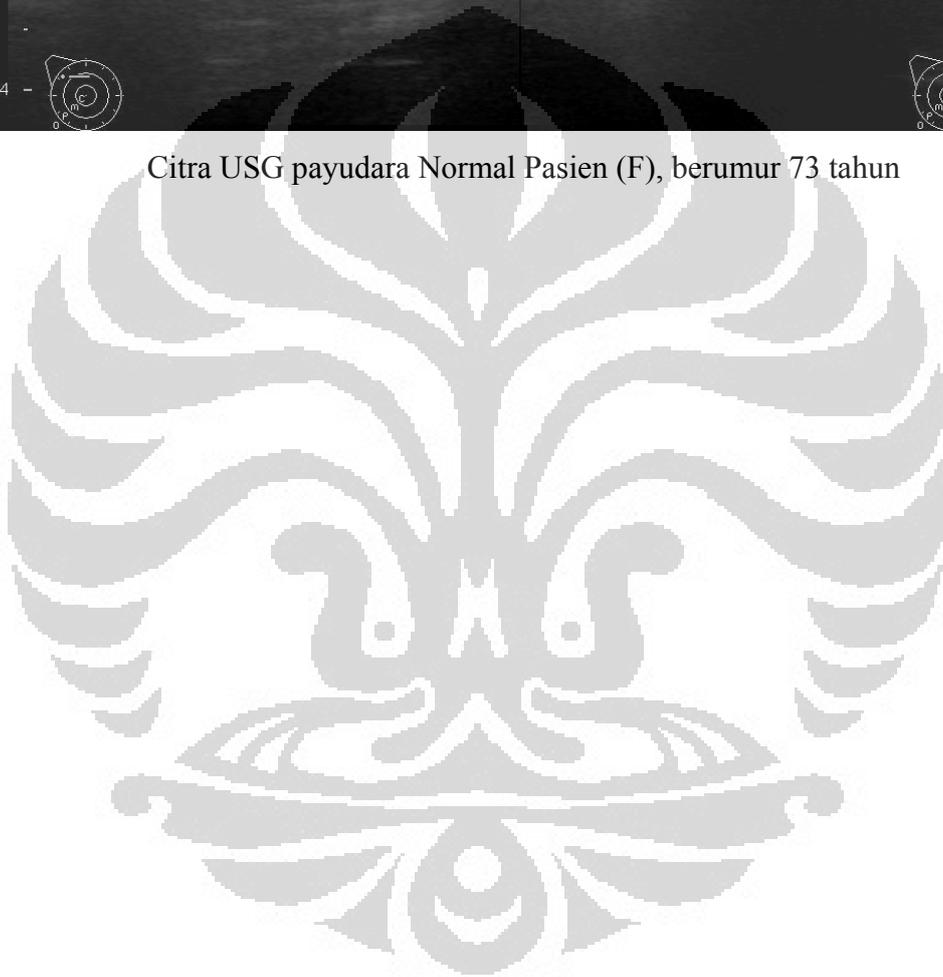
Citra USG payudara Normal Pasien (D), berumur 30 tahun ,Normal



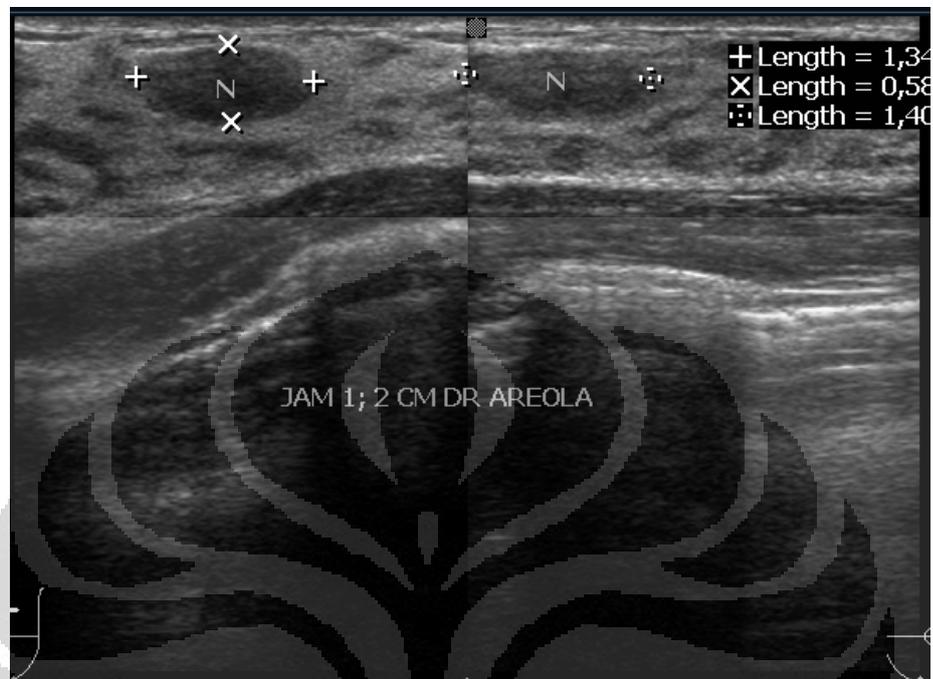
Citra USG payudara Normal Pasien (E), berumur 31 tahun



Citra USG payudara Normal Pasien (F), berumur 73 tahun



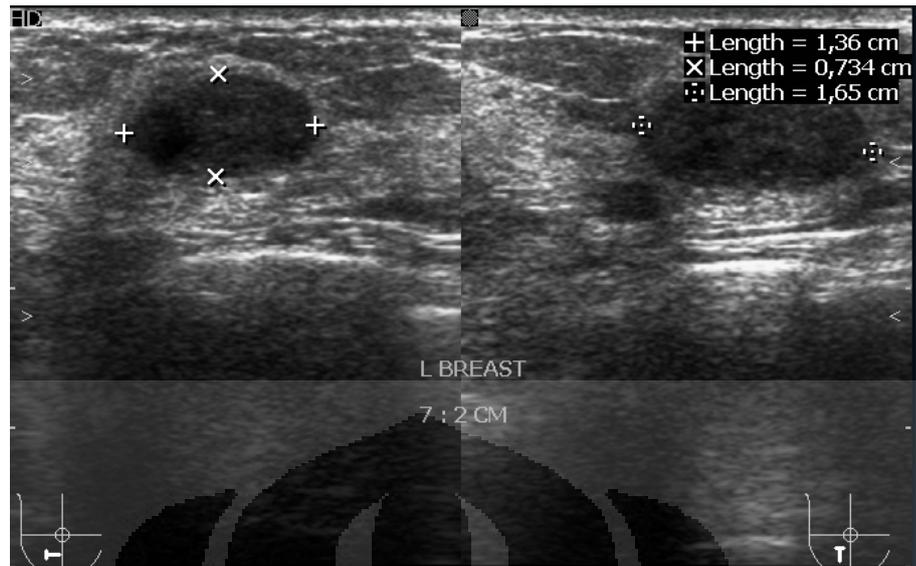
Lampiran 3 .Citra Payudara Lesi *Benign*



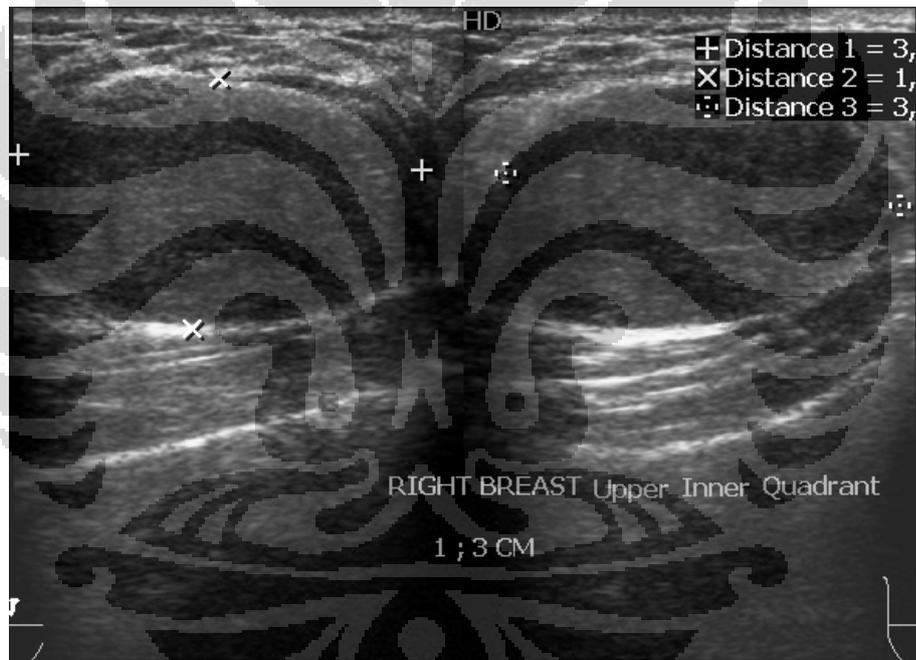
Pasien G, 22 Tahun, *Benign*



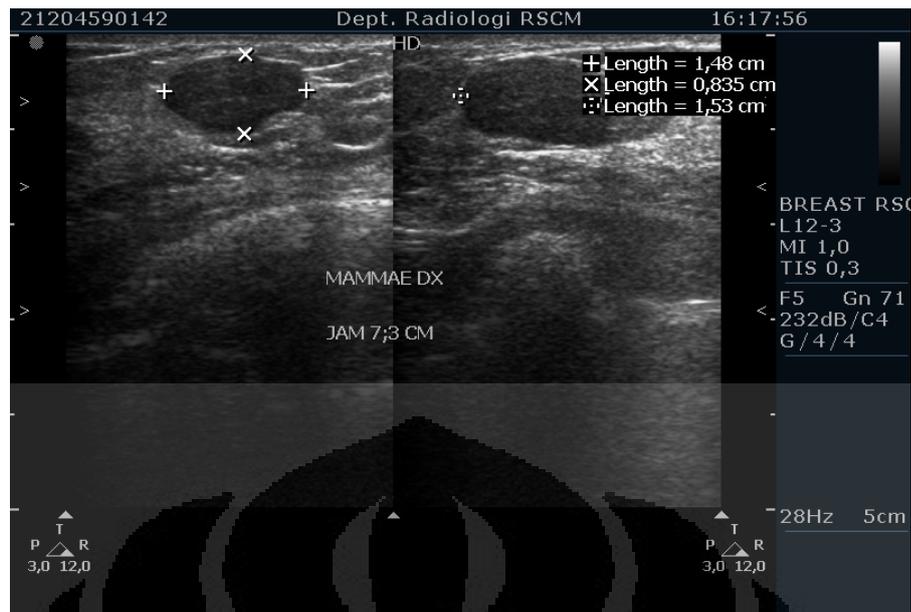
Pasien H, 23 tahun, *Benign*



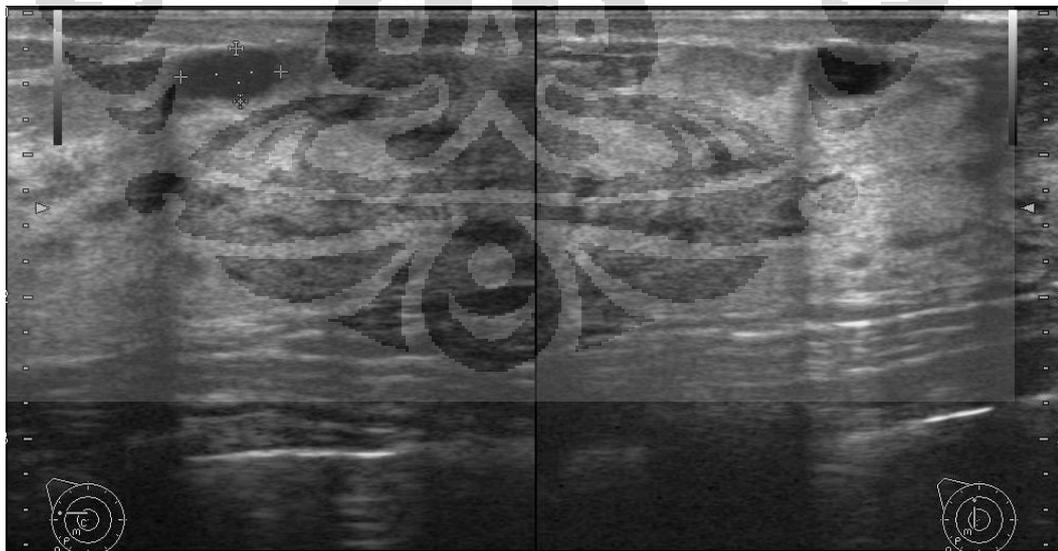
Pasien I, 25 ,benign



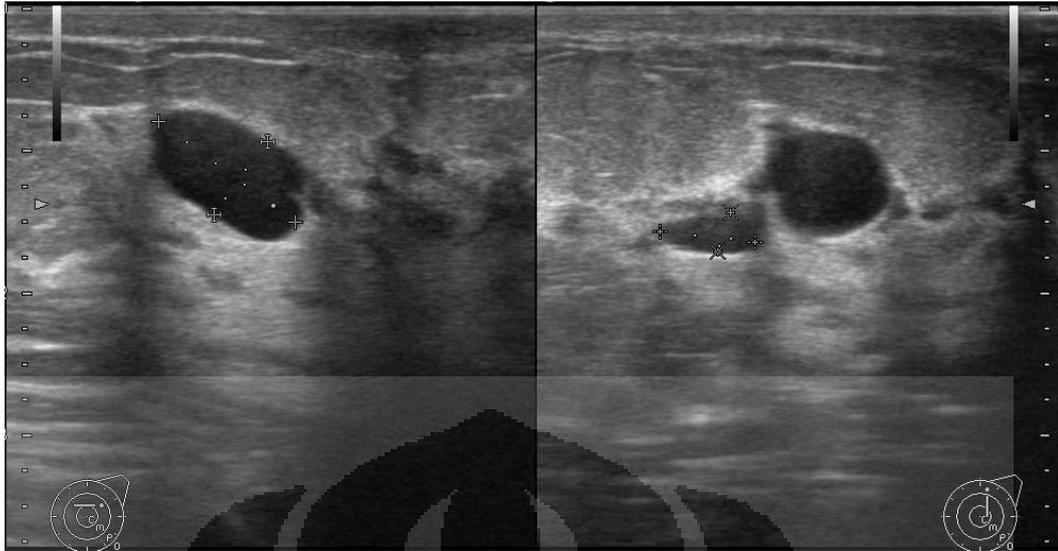
Pasien J, 27 thn, benign



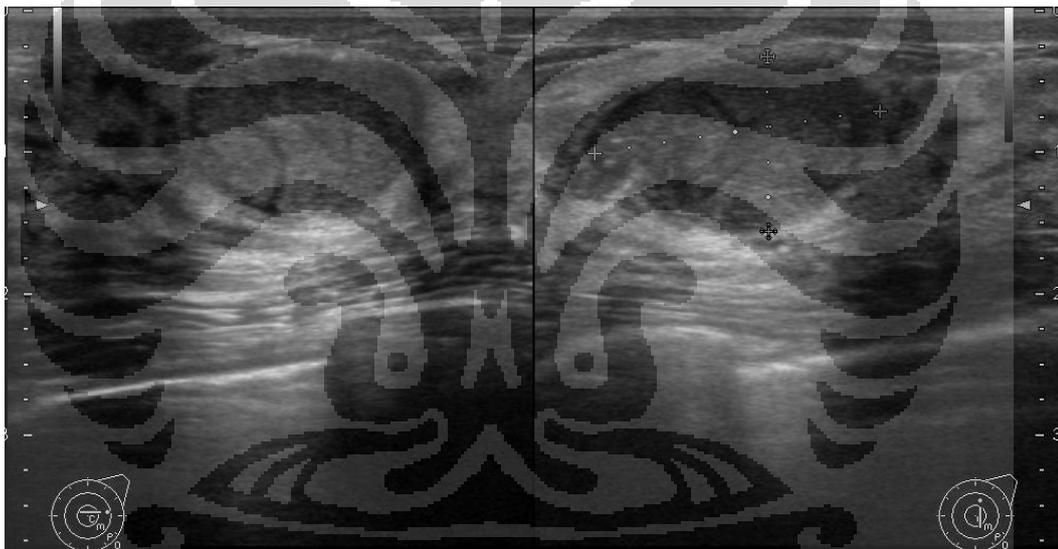
Pasien K, 25 Tahun, *benign*



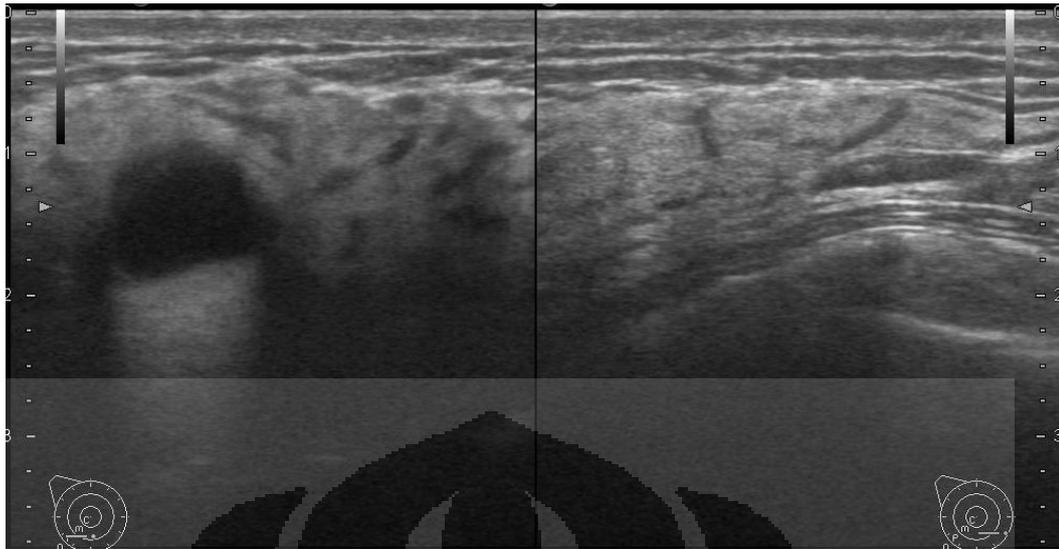
Pasien L, 24 tahun, *benign*



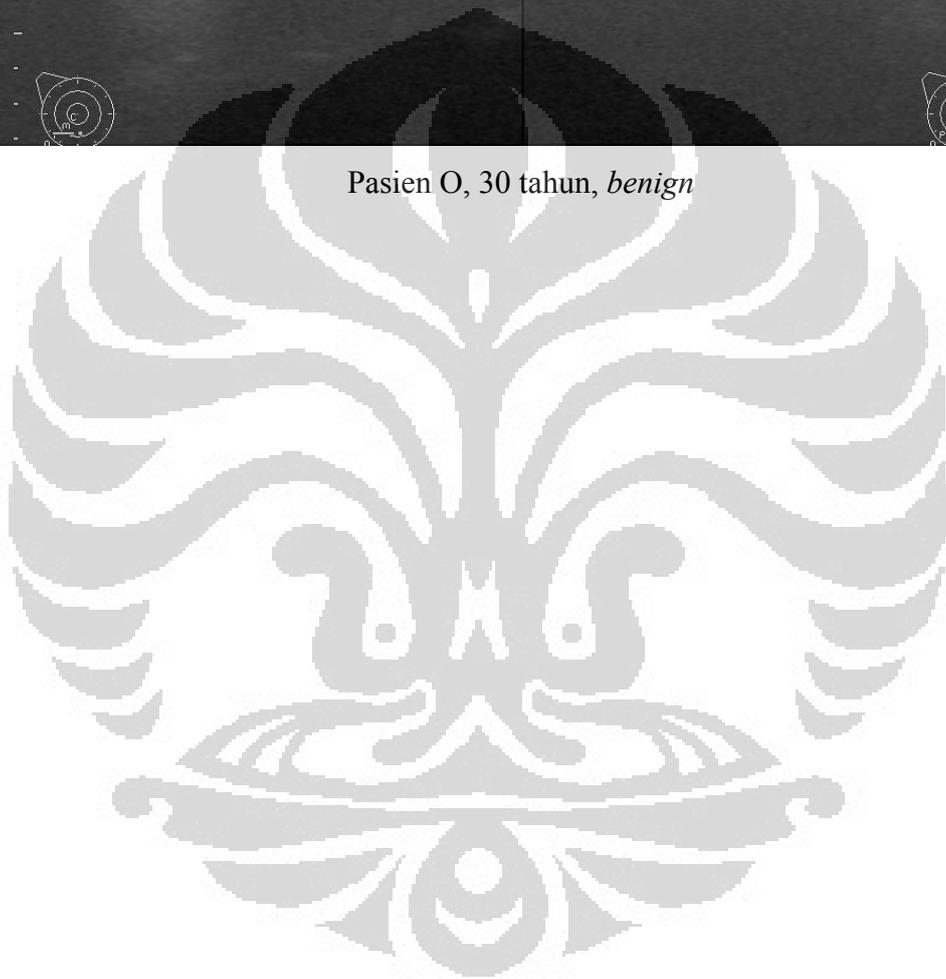
Pasien M, 34 tahun, *benign*



Pasien N, 23 tahun, *benign*



Pasien O, 30 tahun, *benign*



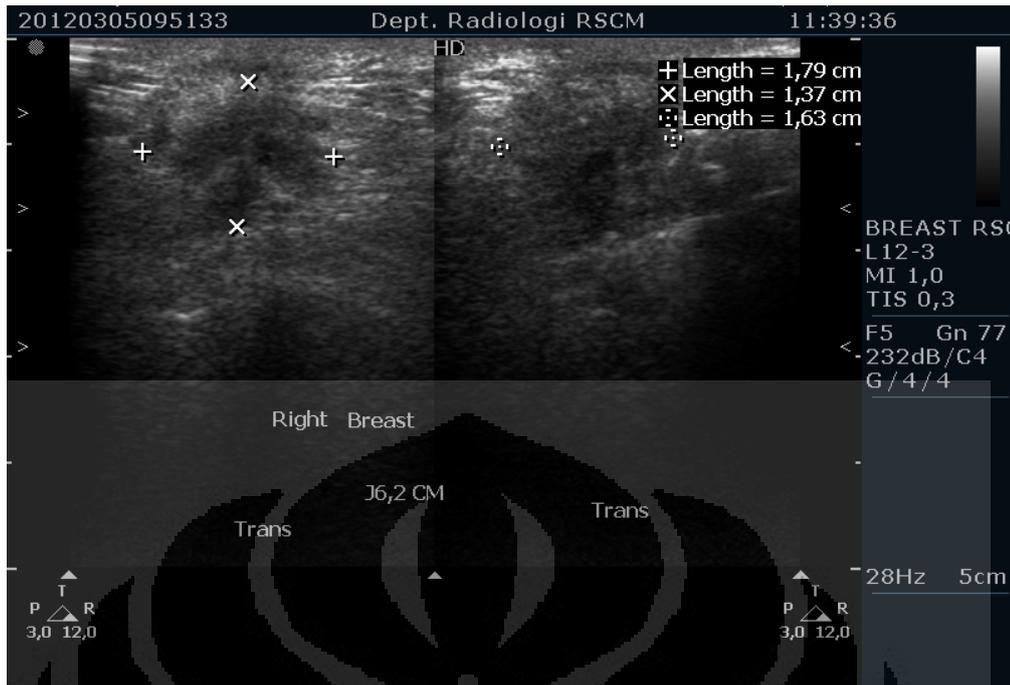
Lampiran 4. Citra Payudara Lesi *Malignant*



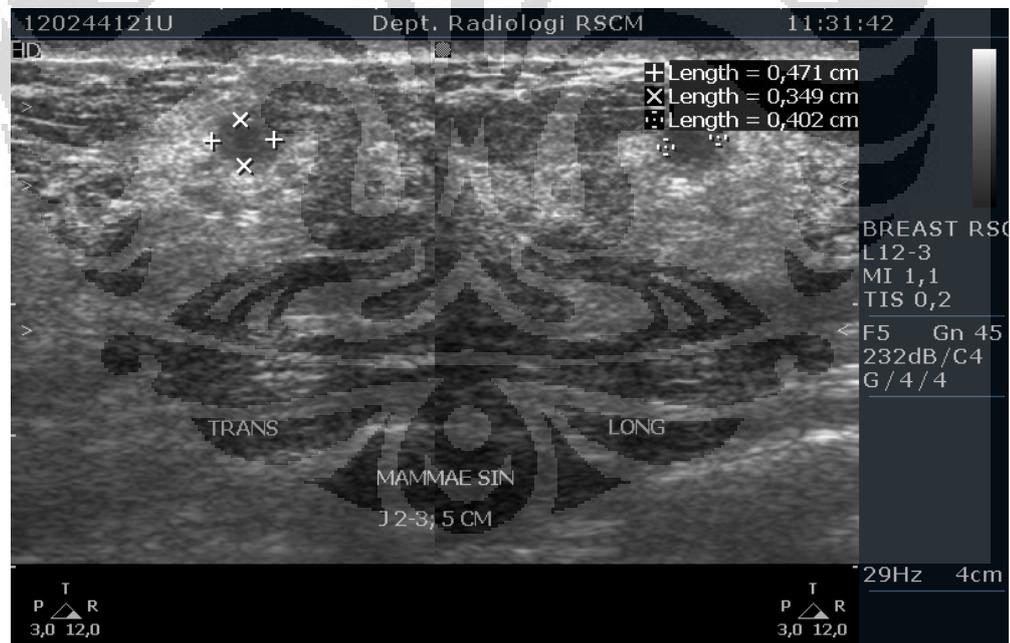
Pasien P, 54 tahun, *malignant*



Pasien Q, 47 tahun, *malignant*



Pasien R, 30 tahun, *malignant*



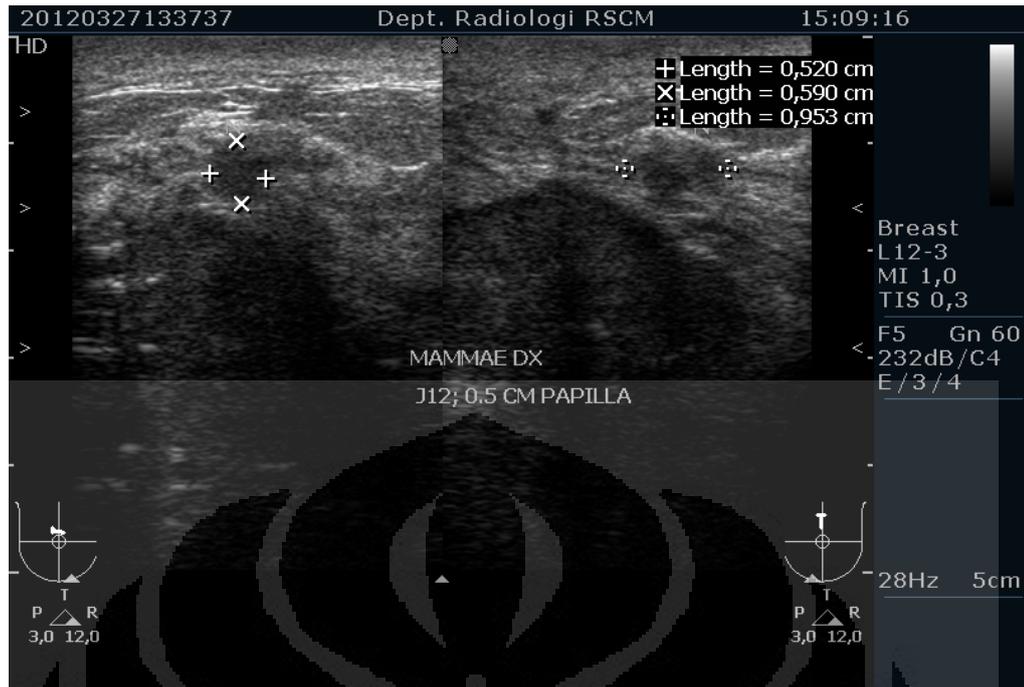
Pasien S, 33 tahun, *malignant*



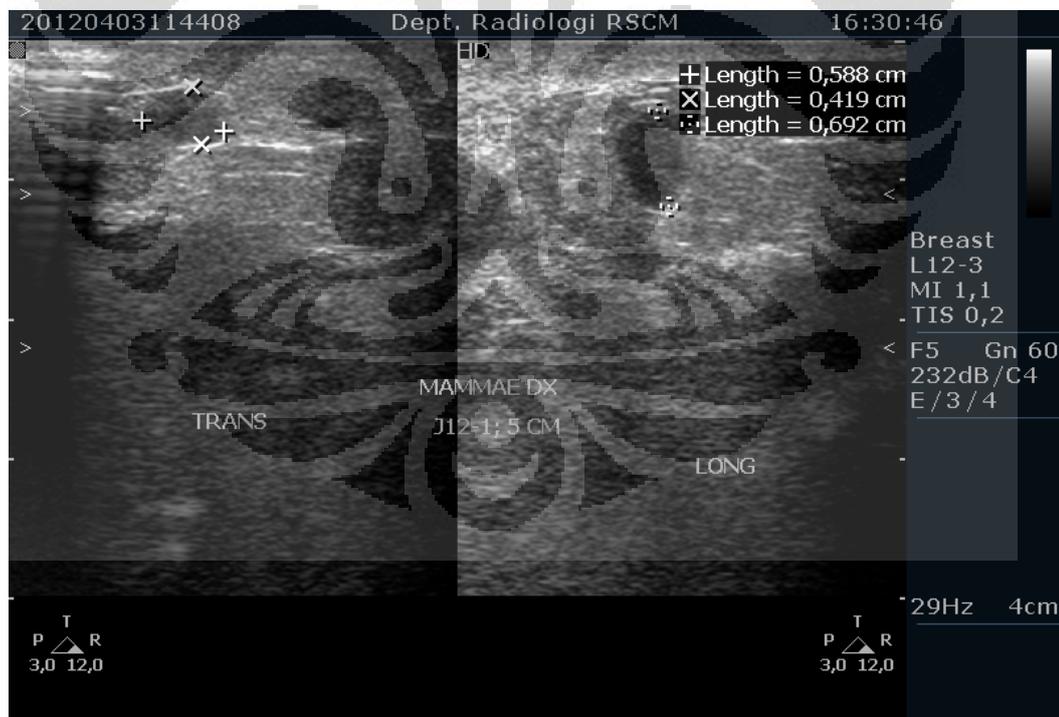
Pasien T, 43 tahun, *malignant*



Pasien U, 48 tahun, *malignant*



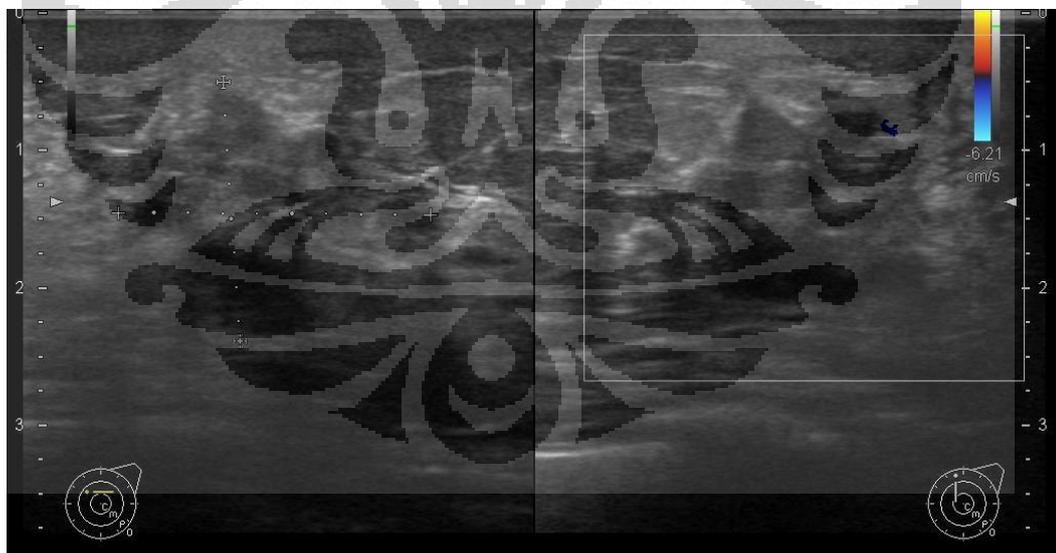
Pasien V, 51 tahun, *malignant*



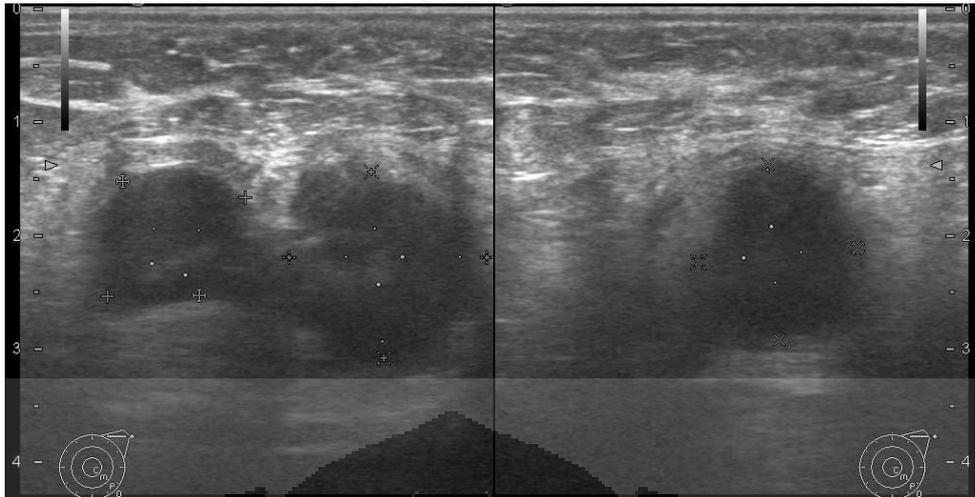
Pasien W, 46 tahun, *malignant*



Pasien X, 22 tahun, *malignant*, tak berbatas tegas



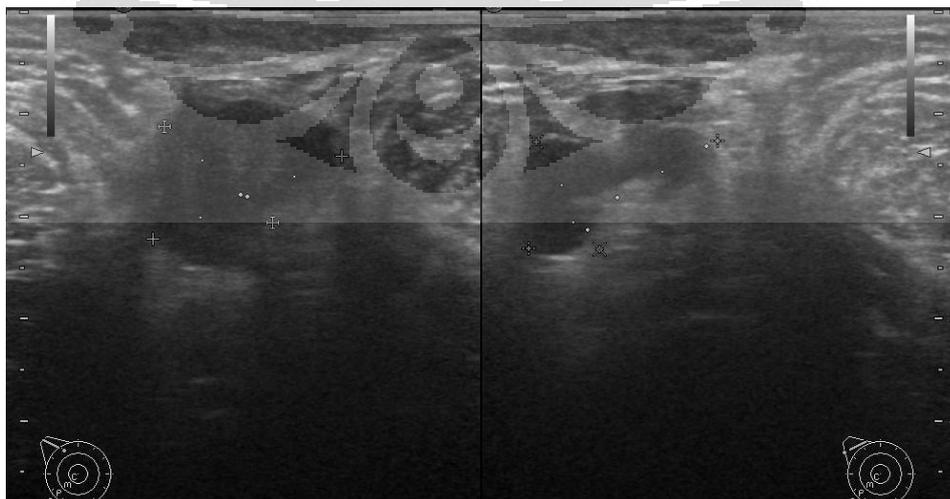
Pasien Y, 51 tahun, Lesi tidak berbatas tegas, *malignant*



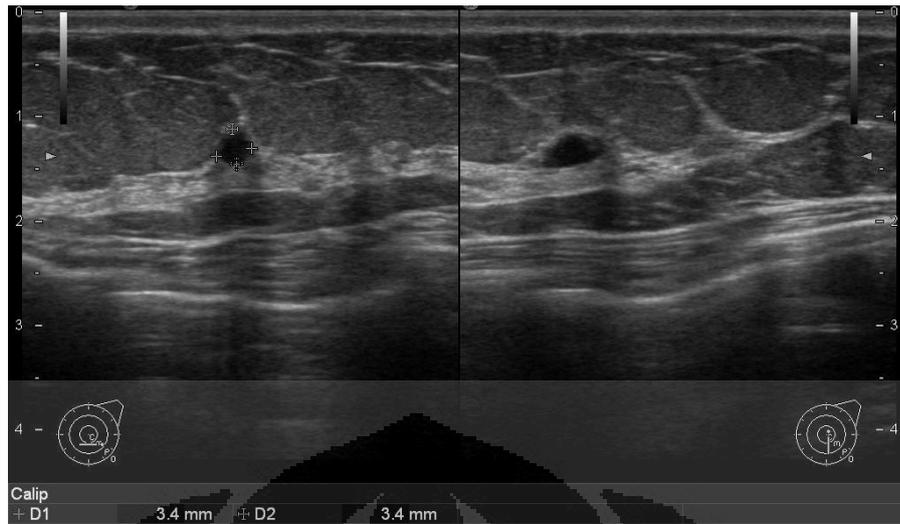
Pasien Z, 58 tahun, *malignant*



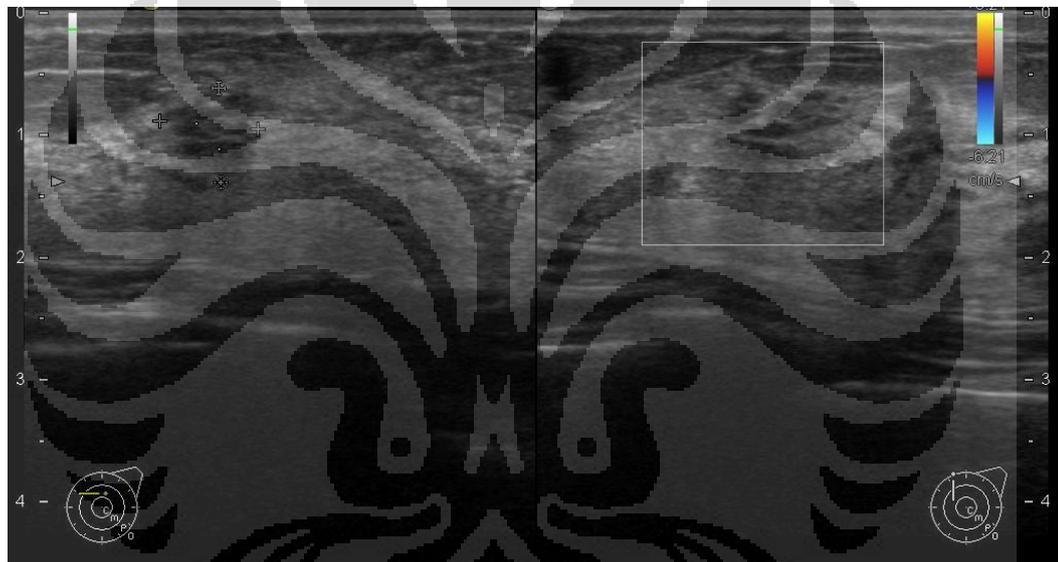
Pasien AA, 30 tahun, *malignant*



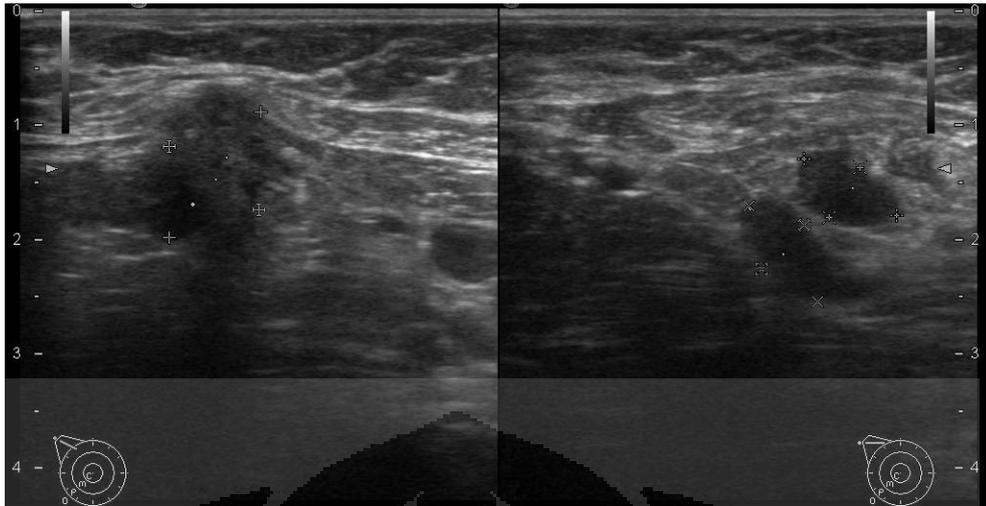
Pasien AB, 24 tahun, *Malignant*



Pasien AC, 42 tahun, lesi dengan PAS, *malignant*



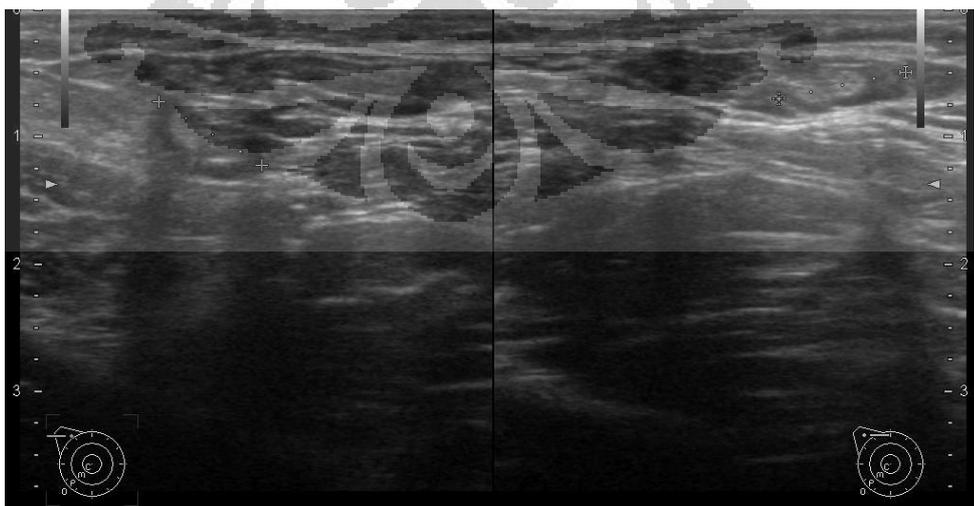
Pasien AD, 21 tahun, *malignant*



Pasien AE, 33 tahun, *malignant*, batas tak tegas



Pasien AF, 41 tahun, *malignant* tak berbatas tegas



Pasien AG, 25 tahun, tak berbatas tegas