

METODE *MULTI A-LINE* UNTUK PENENTUAN ELASTISITAS DINDING ARTERI DENGAN TEKNIK ULTRASOUND

Atang Susila
P2PN - BATAN

ABSTRAK

Ultrasonik sangat berguna dalam bidang medis karena ultrasonik dapat berinteraksi dan menembus tubuh dengan mudah. Keuntungan diagnosa dengan ultrasonik adalah pada umumnya non-invasive, aman, cepat dan dapat membedakan jaringan yang memiliki karakteristik impedansi berbeda. Karena kemampuannya membedakan jaringan, ultrasonik dapat digunakan untuk meneliti sifat-sifat organ tertentu. Berbagai teknik penentuan elastisitas dinding arteri untuk diagnosa arteriosclerosis telah dikembangkan. Dalam tulisan ini dijelaskan suatu teknik penentuan elastisitas dinding arteri menggunakan multi A-line. Elastisitas dinding ditentukan dengan mengukur perubahan ketebalan dinding sebagai respon terhadap tekanan dari dalam. Perubahan ketebalan dinding diperoleh dengan mengukur pergeseran sinyal echo yang direfleksikan oleh dinding sebelum dan sesudah penekanan. Kemampuan teknik ini dievaluasi simulasi dan percobaan in-vitro menggunakan phantom. Dapat disimpulkan bahwa metode A-line memberikan hasil yang baik untuk menentukan elastisitas dinding arteri dan kesalahan posisi beam timbul pada metode single A-line dapat dihindari.

PENDAHULUAN :

Pada akhir dekade ini, penelitian metode penentuan elastisitas dinding arteri untuk diagnosis arteriosclerosis telah mendapat perhatian yang meningkat.

Hal ini dikarenakan ada korelasi antara sifat-sifat elastis dinding arteri dengan patologi arteri[1]. Berbagai macam metode untuk mengukur elastisitas dinding arteri telah dikembangkan baik didasarkan pada teknologi ultrasonic maupun non-ultrasonic.

Dengan menggunakan ultrasonic, penelitian metode pengukuran gerakan jaringan telah secara luas dikembangkan. Di akhir decade ini, pengukuran perubahan ketebalan dinding arteri menggunakan gelombang ultrasonic telah memperoleh perhatian yang cukup besar karena kemampuannya dapat mengukur dalam orde mikrometere Brand et al. telah mengembangkan probe khusus untuk menentukan kecepatan gelombang pulsa didalam arteri secara non-invasive[2]. Kecepatan gelombang pulsa local diperoleh dengan pemrosesan sinyal-sinyal RF dari gelombang ultrasonic. Sinyal ini ditangkap secara simultan sepanjang dua M-line yang terpisah oleh jarak yang diketahui dalam arteri. Brand et al. menyimpulkan bahwa metode yang diusulkan dapat digunakan untuk penentuan *local distensibility*. Masalah utama metode ini untuk pengukuran secara *in-vivo* adalah kesulitan teknis dalam penentuan kecepatan gelombang darah sepanjang segmen arteri yang pendek (<10mm) secara akurat dan simultan.

Berrios et al. mengembangkan suatu teknik untuk penentuan parameter elastisitas yang disebut *apparent compliance*, menggunakan A-line didasarkan pada variasi diameter[1]. Variasi diameter diperoleh dengan cara menentukan *time-shift* dua sinyal echo dari dinding depan dan belakang tabung menggunakan teknik korelasi. Metode A-line sangat akurat karena arah gerakan sama dengan arah beam. Metode ini sangat sederhana dan cepat karena hanya memerlukan dua A-line. Akan tetapi kesulitan teknis muncul pada metode A-line untuk pengukuran in-vivo, yaitu kesalahan akibat salah posisi beam line. Oleh karena itu penentuan elastisitas menggunakan multi A-line dievaluasi. Sinyal rf dari pantulan gelombang ultrasonic oleh suatu tampang lintang arteri dikumpulkan dalam bentuk satu frame (*multi A-line*). Pengaruh cut-off frekuensi dalam pemrosesan envelope dan pengaruh kesalahan posisi beam line dievaluasi menggunakan data simulasi dan eksperimen menggunakan phantom.

METODOLOGI

Suatu data simulasi yang dibangkitkan oleh komputer digunakan untuk mengevaluasi teknik yang diusulkan. Gelombang ultrasonic disimulasikan oleh *Gaussian modulated cosine pulse* dengan frekuensi 3.75 MHz. Untuk penyederhanaan masalah arteri disimulasikan sebagai tabung sirkular

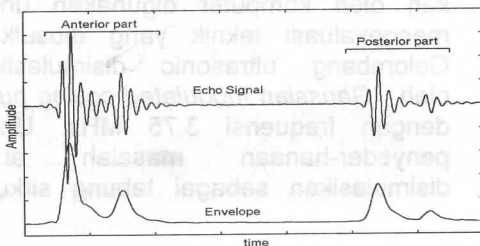
homogen. Tabung simulasi memiliki radius luar 4.2 mm dengan ketebalan 1.2 mm. Karena tekanan dalam yang uniform dinding hanya bergerak kearah radial. Hubungan antara tekanan, karakteristik dinding, dan gerakan dinding diturunkan dari teori regangan material untuk tabung sirkular tebal[3].

Percobaan secara In-vitro dilakukan untuk evaluasi hasil simulasi. Sistem yang digunakan terdiri dari phantom, sumber tekanan, sensor tekanan, ultrasound device, ADC module dan personal computer.

Phantom terdiri dari tabung karet dengan radius luar 4.2 mm dan ketebalan sekitar 1.2 mm diletakan dalam tangki acrylic yang berisi 7% gelatin sebagai media penjalaran gelombang ultrasonic. Minyak silicon ditambahkan antara permukaan gelatin dan probe untuk meningkatkan koefisien penjalaran gelombang ultrasonic. Sebagai sumber tekanan digunakan tekanan air. Air dimasukan dari satu sisi tabung, sedangkan sisi lain dihubungkan dengan sensor tekanan. Gerakan dinding tabung diukur dengan satu buah linear array probe (3.75 MHz) tegak lurus terhadap tampang lintang tabung.

Sinyal yang direfleksikan didigitisasi oleh ADC dengan kecepatan sampling 100 MHz. Sinyal digital ini selanjutnya disimpan dalam satu blok memori dan kemudian ditransfer ke komputer untuk proses lebih lanjut.

Setelah pengumpulan seluruh frame, proses berikutnya adalah penentuan perpindahan dinding tabung. Tabung diasumsikan memiliki tampang lintang sirkular dan tidak ada translasi selama penekanan. Frame disimpan tidak dalam bentuk envelope tapi dalam bentuk RF untuk menjaga informasi phase. Informasi phase ini memiliki kontribusi dalam penemuan suatu grup pemantul antara dua frame[5]. Untuk perhitungan perpindahan dinding, kordinat pusat tabung dan radius tabung diperlukan. Kordinat pusat dan radius ditentukan menggunakan sinyal echo dari pusat tabung sebelum penekanan. Gambar 1 menunjukkan A-line dan envelopenya dari pusat tabung.

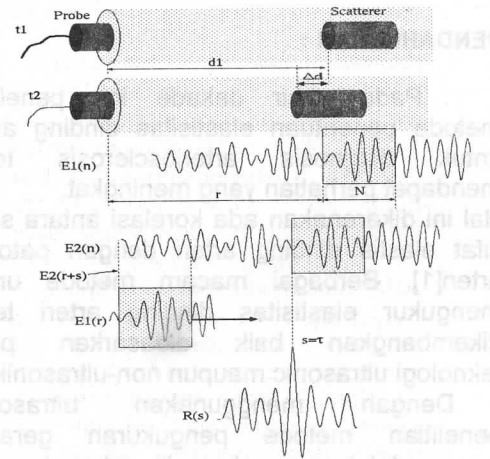


Gambar 1. Sinyal echo dari pusat tabung

Kordinat pusat tabung dihitung sebagai rata-rata kordinat puncak envelope. Gerakan dinding diukur teknik korelasi. Similaritas antara suatu blok dalam dua frame ditentukan dengan menghitung koefisien korelasi. Koefisien korelasi terbesar menunjukkan posisi baru satu grup pemantul. Secara matematis dapat dituliskan sebagai berikut[5]:

$$R(s) = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^K (E1_{r+i,j} - \overline{E1})(E2_{r+i+s,j} - \overline{E2})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^K (E1_{r+i,j} - \overline{E1})^2 \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^K (E2_{r+i+s,j} - \overline{E2})^2}}$$

Prinsip dasar pengukuran gerakan jaringan dengan ultrasonic dapat dilukiskan dalam gambar 2.



Gambar 2. Prinsip dasar penentuan gerakan jaringan menggunakan ultrasonic

Prinsip penentuan gerakan jaringan menggunakan metode korelasi dapat diterangkan sebagai berikut. Andaikan, pada $t = t1$ gelombang ultrasonic dipancarkan dan dipantulkan kembali pada suatu jarak $d1$. Pantulan gelombang $E1$ direkam dan memberikan ultrasonic footprint pada jarak r titik dalam $E1$. Jika gelombang lain dipancarkan pada $t = t2$, dan pemantul telah bergerak sejauh Δd , ultrasonic footprint juga akan bergerak dalam $E2$ pada arah yang sama dengan pergerakan pemantul. Jarak perpindahan pemantul dapat ditentukan dengan menghitung korelasi footprint asal dalam $E1$ dengan daerah ekuivalen dalam $E2$. Proses ini dikerjakan dengan menggeser windowed footprint dalam $E1$ sejauh s

dan merubah s hingga footprint yang sama diperoleh di $E2$. Koefisien korelasi $R(s)$ dihitung untuk setiap nilai s , maximum $R(s=\tau)$ berhubungan dengan posisi baru jaringan yang bergerak.

Setelah pergeseran τ ditentukan, perpindahan axial dihitung menggunakan rumus :

$$d = \frac{c\tau}{2}$$

dimana c adalah kecepatan gelombang ultrasonic dalam jaringan

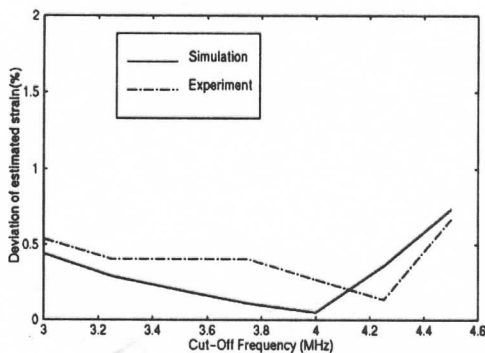
Elastisitas (strain) dihitung sebagai pembagian antara perubahan ketebalan Δh , dengan ketebalan dinding asal h_d . Incremental strain $\Delta\varepsilon_r(t)$, pada arah radial dapat ditulis sebagai[4]:

$$\Delta\varepsilon_r(t) = \frac{\Delta h(t)}{h_d}$$

HASIL DAN PEMBAHASAN.

Seperti telah dijelaskan bahwa penentuan radius dihitung dari envelope sinyal RF. Low pass filtering adalah salah satu proses yang dilibatkan untuk memperoleh envelope dari sinyal echo. Pengaruh filtering dievaluasi dengan menghitung deviasi strain sebagai fungsi cut-off frequency. Hasilnya dapat dilihat pada gambar 3.

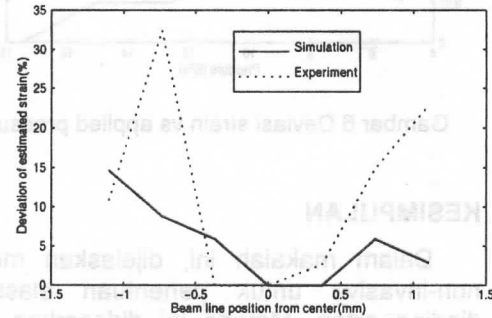
Didalam daerah antara 3.2 MHz hingga 4.4 MHz deviasi hampir konstan dan kurang dari 0.5%, sehingga dalam daerah ini cut-off frequency dapat digunakan.



Gambar 3. Efek of Cut-Off Frequency dalam penentuan strain

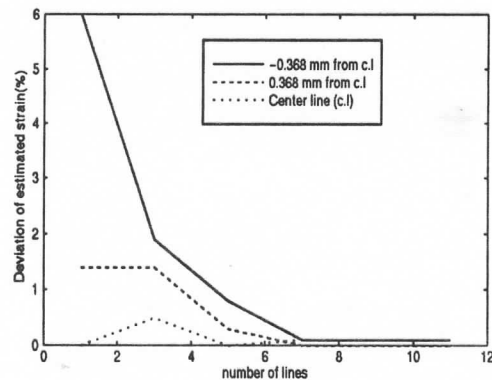
Pada metode A-line menggunakan probe tunggal, kesulitan timbul ketika menempatkan

posisi beam tepat pada pusat arteri. Ini menyebabkan misalignment posisi beam. Untuk mengevaluasi pengaruh misalignment posisi beam, deviasi strain dihitung untuk setiap posisi beam yang berbeda. Hasilnya dapat dilihat pada gambar 4. Gambar menunjukkan bahwa, misalignment posisi beam menghasilkan deviasi yang tinggi.



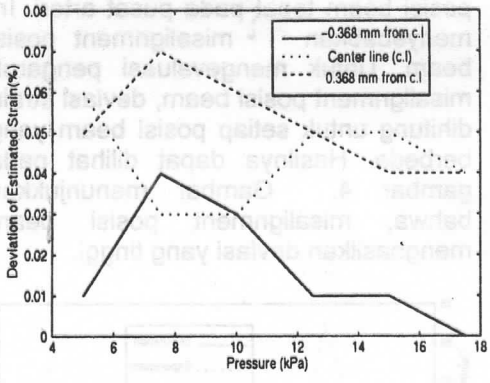
Gambar 4 Efek posisi beam pada penentuan strain menggunakan A-line tunggal.

Dengan menggunakan teknik multi A-line, sinyal RF dari pusat arteri dapat diidentifikasi. Salah satu parameter yang mempengaruhi penentuan strain adalah jumlah line yang dilibatkan dalam perhitungan koefisien korelasi. Gambar 5 menunjukkan grafik deviasi vs jumlah line. Untuk posisi beam yang sama, deviasi berkurang dengan bertambahnya jumlah line.



Gambar 5. Efek jumlah line pada penentuan strain

Gambar 6 menunjukkan penyimpangan strain pada beberapa tekanan yang berbeda. Dalam daerah 5 kPa hingga 17.5 kPa, teknik ini memberikan hasil yang baik yaitu deviasi kurang dari 0.1 %.



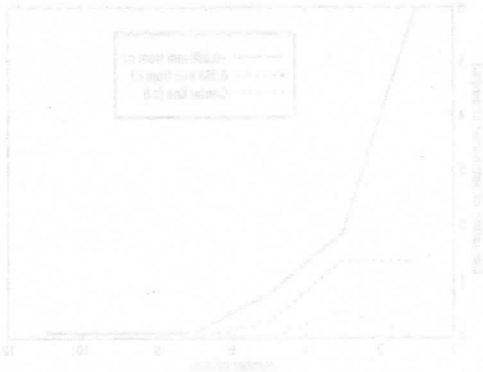
Gambar 6 Deviasi strain vs applied pressure.

KESIMPULAN

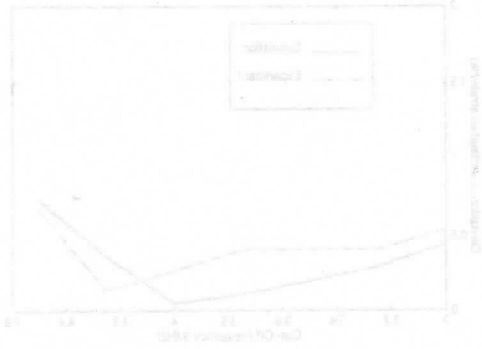
Dalam makalah ini, dijelaskan metode non-invasive untuk penentuan elastisitas dinding arteri. Metode ini didasarkan pada pengukuran pergeseran phase antara sinyal pre-compression dan post-compression. Simulasi dan percobaan in-vitro dilakukan untuk evaluasi unjuk kerja metode yang diusulkan. Dari hasil percobaan dapat disimpulkan bahwa metode Multi A-line memberikan hasil yang lebih baik dari pada metode A-line tunggal dalam menentukan elastisitas dinding arteri. Penyimpangan berkurang dengan bertambahnya line. Dengan menggunakan metode Multi A-line, masalah misalignment posisi beam dapat diabaikan.

DAFTAR PUSTAKA

1. BERRIOS J C, PEDERSEN P C, *Ultrasonic Measurement of Forced Diameter Variations in an Elastic Tube*, Ultrasonic Imag. 16, 1994.
2. BRANDS J, WILLIGERS J M, LEDOUX L A F, RENEMAN R S, HOEKS A P G, *A Noninvasive Method to Estimate Pulse Wave Velocity in Arteries Locally by Means of Ultrasound*, Ultrasonid in Med. and Bio., Vol.24, No.9, 1998
3. ENRICO VOLTERA, J H GAINES, *Advanced Strength of Materials*, Prentice-Hall Inc, 1971
4. HASEGAWA H, KANAI H, HOSHIMIYA N, CHUBACHI N, *Measurement of Local Elasticity of Human Carotid Arterial Walls and Its Relationship with Risk Index of Atherosclerosis*, IEEE Ultrasonics Sym. 1998.
5. HEIN I A, WILLIAM D O'BRIEN, JR, *Current Time-Domain Methods for Assessing Tissue Motion by Analysis from Reflected Ultrasound Echoes A Review*, IEEE UFFC Vol.40, No.2, March 1993.



Gambar 5 Efek jumlah line pada deviasi strain



Gambar 3 Efek Cut-Off Frequency dalam deviasi strain