

# Estimasi Sinyal Quantitative Ultrasound QUS dengan Algoritma Space Alternate Generalized Expectation (SAGE)

Musayyanah<sup>1</sup>, Yosefine Triwidayastuti<sup>2</sup>, Heri Pratikno<sup>3</sup>

## I. PENDAHULUAN

**Abstrak-** Kesehatan tulang menjadi salah satu perhatian saat ini, sehingga penelitian tentang kesehatan tulang banyak dikembangkan, dimulai dari deteksi kepadatan tulang berdasarkan hasil CT-Scan dan pengukuran tulang dengan menggunakan alat ultrasound yang relatif murah dan efek radiasi yang kecil, yaitu menggunakan QUS Achilles Express. Sinyal ultrasound yang dipancarkan oleh alat QUS mengalami pantulan dan hamburan akibat dari perbedaan struktural tulang tumit. Pantulan dan hamburan tersebut membuat komponen dari sinyal ultrasound perlu diestimasi khususnya untuk amplitudo dan phase. Metode estimasi yang digunakan pada penelitian ini adalah metode SAGE yang mempunyai resolusi tinggi. Pengujian metode tersebut dalam mengestimasi sinyal ultrasound ditunjukkan dengan grafik nilai error terhadap perubahan nilai SNR. Hasil pengujian menunjukkan bahwa SAGE dapat mengestimasi parameter phase dan amplitudo ketika SNR 0 - 5 dB.

**Kata Kunci:** SAGE, QUS, dan Ultrasound

**Abstract-** Research on bone health has been developed, starting from the detection of bone density based on the results of a CT scan and bone measurements using ultrasound equipment which is relatively cheap and has small radiation effects, such as QUS Achilles Express. Ultrasound signal emitted by QUS suffers reflection and scattering as a result of structural differences in the bone heel. Reflection and scattering makes the components of ultrasound signals need to be estimated, especially for amplitude and phase. The estimation method used in this study is the SAGE method that has a high resolution. The test results indicate that SAGE can estimate the phase and amplitude parameters when SNR 0-5 dB.

**Keywords:** SAGE, QUS, and Ultrasound

Kesehatan tulang pada umumnya menjadi salah satu perhatian masyarakat, sehingga bidang medis mengembangkan penelitian tentang kesehatan tulang, salah satunya adalah penelitian kesehatan tulang dengan menggunakan metode QUS (Quantitative Ultrasound). Metode ini menarik perhatian banyak ilmuwan karena karakteristik alami dari ultrasound yaitu aplikasinya relatif murah, mudah dan sederhana. Salah satu aplikasinya dapat digunakan untuk mendiagnosa osteoporosis [1].

Parameter umum yang digunakan pada QUS adalah Speed of Sound (SoS) dan Broadband Ultrasound Attenuation (BUA) [2]. SoS merupakan kecepatan ultrasonik yang merambat melalui medium sedangkan BUA merupakan derajat kemiringan dari grafik atenuasi terhadap frekuensi. Kedua parameter tersebut menentukan kualitas kerapatan tulang. Salah satu alat yang dikembangkan dengan menggunakan metode ini adalah QUS Achilles Express yang digunakan untuk mengukur kerapatan tulang. Akan tetapi alat ini hanya bisa mengirimkan sinyal ultrasound pada bagian tumit kaki manusia seperti pada Gambar1. Alat QUS Achilles merupakan alat yang relatif mudah digunakan, hanya dengan cara menggunakan tumit kaki, dimana kondisi tumit kaki harus bersih. Pengukuran data sampel dilakukan pada tumit kanan maupun tumit kiri. Hasil dari pengukuran dapat dilihat dari nilai BUA dan SoS yang tampil pada alat tersebut. Dari hasil nilai tersebut maka dapat disimpulkan kepadatan tulang tumit yang telah diukur.

Sinyal ultrasound yang dikirimkan mengandung komponen frekuensi, amplitudo dan phase. Sinyal ultrasound yang bertransmisi menembus tumit manusia akan mengalami pantulan [3] akibat dari medium tulang manusia yang berbeda, sehingga menyebabkan sinyal ultrasound mengalami pelemahan atau redaman. Pelemahan tersebut mengakibatkan komponen sinyal ultrasound mengalami kesalahan informasi kualitas tulang. Redaman yang terjadi dari sinyal QUS yang diterima, mengakibatkan kesalahan analisa dalam menentukan kepadatan tulang.

Penelitian ini menganalisa komponen sinyal ultrasound dengan menggunakan metode Space Alternating Generalized Expectation (SAGE). Pada [4] membuktikan bahwa SAGE memiliki tingkat keakuratan yang tinggi dalam mengestimasi komponen sinyal akibat multipath. Sinyal ultrasound yang akan dikirimkan oleh transduser QUS dalam bentuk transfer function terdiri dari komponen respon amplitudo dan respon phase. Komponen ini menentukan parameter BUA dan SoS yang dibutuhkan dalam analisa kualitas kerapatan tulang,

<sup>1</sup>Dosen, Program Studi Sistem Komputer, Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya 60298 INDONESIA (tlp: 031-8721731; fax: 031- 8710218; email: musayyanah@stikom.edu)

<sup>2</sup>Dosen, Program Studi Sistem Komputer, Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya 60298 INDONESIA (tlp: 031-8721731; fax: 031- 8710218; email: yosefine@stikom.edu)

<sup>3</sup>Dosen, Program Studi Sistem Komputer, Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya 60298 INDONESIA (tlp: 031-8721731; fax: 031- 8710218; email: heri@stikom.edu)

sehingga sangat perlu diketahui kinerja SAGE dalam pengestimasian komponen tersebut. Kinerja SAGE ditinjau dengan nilai *Root Mean Square Error* (RMSE) terhadap perubahan nilai SNR.



Gambar 1. Pengukuran Tulang Tumit dengan QUS Achilles

Sinyal *ultrasound* yang dibangkitkan dengan komponen respon amplitudo dan respon *phase* terdiri dari sinyal *ultrasound fast wave* dan sinyal *ultrasound slow wave*, yang pernah dilakukan pada [5]. Komponen tersebut akan dibandingkan dengan sinyal referensi *ultrasound*, dimana sinyal referensi ini merupakan data sinyal ultrasonik yang melalui air atau dengan kata lain tanpa adanya objek di antara transduser [3]. Perbandingan antara komponen dari hasil pengukuran dan komponen sinyal referensi dijadikan sebagai bahan analisa kinerja SAGE dalam mendapatkan komponen tersebut.

## II. Sistem Model

*Ultrasound* didefinisikan sebagai gelombang mekanik yang merambat di medium yang elastik pada frekuensi yang lebih tinggi, yang dapat terdeteksi oleh telinga manusia. Transmisi gelombang *ultrasound* melewati suatu medium akan mengalami perpindahan partikel akibat pantulan dari tulang, dengan struktur yang berbeda. Gelombang *ultrasound* yang merambat terdiri dari *fast wave* dan *slow wave*. *Fast wave* merupakan gelombang *ultrasound* yang terdiri komponen *phase* yang bergeser pada tulang sumsum, sedangkan *slow wave* hasil dari pantulan yang mengakibatkan pergeseran *phase* gelombang di seluruh medium tulang. Pada penelitian ini, pembangkitan sinyal *ultrasound* terdiri dari respon *phase* dan respon amplitudo dalam domain frekuensi ditunjukkan pada persamaan (1)

$$H_m(f) = e^{-(\alpha_m(f) + j\beta_m(f))} \quad (1)$$

dimana :

$H_m(f)$  : transfer function dari M sinyal mutipath

$\alpha_m(f)$  : respon amplitudo yang didapatkan dari hasil pengukuran parameter BUA

$\beta_m(f)$  : respon *phase* yang didapatkan dari hasil pengukuran SoS

Nilai respon amplitudo dan respon *phase* sinyal *fastwave* dan *slowwave* ditunjukkan pada Tabel 1 dan Tabel 2. Pengukuran tersebut dilakukan pada ketebalan tulang tumit yang berbeda-beda dengan 6 sampel, dimana setiap sampel dilakukan dua kali artinya untuk tumit kanan dan tumit kiri. Tabel-tabel tersebut menunjukkan hasil dari respon *phase* dan respon amplitudo dari parameter BUA dan SoS.

Tabel 1. Hasil Respon Amplitudo dan Respon *Phase* dari *fastwave*

Sampel	Tebal Objek (cm)	Respon Amplitudo	Respon <i>Phase</i>
1	4,1	0,014	$-7,62 \cdot 10^{-5}$
	4,1	0,014	$-7,62 \cdot 10^{-5}$
2	4,3	0,161	$-3,51 \cdot 10^{-4}$
	4,3	0,012	$-8,31 \cdot 10^{-5}$
3	3,8	0,114	$4,10 \cdot 10^{-5}$
	3,8	0,157	$3,74 \cdot 10^{-4}$
4	3,5	0,004	$-5,12 \cdot 10^{-5}$
	3,5	0,0164	0,00167

Nilai respon amplitudo dan respon *phase* pada Tabel 1 dan Tabel 2 didapatkan dari perhitungan berdasarkan persamaan (2) dan (4). Tebal objek adalah tebal tulang tumit manusia dengan hasil pengukuran BUA dan SoS yang berbeda-beda. Nilai BUA dan SoS yang berbeda-beda akibat sinyal *ultrasound* terpantul dari struktur tulang yang berbeda-beda meskipun memiliki tebal tulang yang sama.

Tabel 2. Hasil Respon Amplitudo dan Respon *phase* dari *slow wave*

Sampel	Tebal Objek	Respon Amplitudo	Respon <i>Phase</i>
1	4,1	0,375	$2,26 \cdot 10^{-5}$
	4,1	0,375	$2,26 \cdot 10^{-5}$
2	4,3	0,908	$-3,62 \cdot 10^{-4}$
	4,3	0,036	$-8,52 \cdot 10^{-4}$
3	3,8	0,015	$3,62 \cdot 10^{-4}$
	3,8	0,223	$3,06 \cdot 10^{-4}$
4	3,5	0,005	$7,99 \cdot 10^{-6}$
	3,5	0,0177	0,0014

Respon Amplitudo didapatkan dari perhitungan pada persamaan (2)

$$\alpha_m = e^{-At(d)} \quad (2)$$

dimana :

$\alpha_m$  : respon amplitudo

At : Attenuasi (Nepers/Mhz)

$d$  : ketebalan tulang (m)

Nilai Attenuasi atau redaman didapatkan dari hasil pengukuran parameter BUA yang ditunjukkan pada persamaan (3)

$$At = \frac{BUA(\ln 10)}{20(2\pi)} \quad (3)$$

dimana :

BUA : hasil pengukuran dari QUS Achilles (dB/Mhz)

At : attenuasi (Nepers/Mhz)

Respon *phase* didapatkan dari parameter SoS yang pada persamaan (4),

$$\beta_m = \frac{d}{(SoS)_m} - \frac{d}{V_m} \quad (4)$$

Dimana :

$\beta_m$  : respon *phase*

$d$  : tebal objek

$V_m$  : kecepatan *ultrasound* dalam air

Parameter respon amplitudo dan respon *phase* akan diestimasi oleh algoritma SAGE dengan memperhatikan jumlah path (M) yang akan disimulasikan. Sinyal yang diterima ditunjukkan pada persamaan (5).

$$S(f) = \sum_{m=1}^M S_m(f) + Z(f) \quad (5)$$

Dimana

$Z(f)$  : AWGN

$S_m(f)$  : komponen sinyal dimana definisi dari sinyal komponen ditunjukkan pada persamaan (6)

$S(f)$  : sinyal yang diukur

Komponen sinyal tersebut terdiri parameter frekuensi, amplitudo dan *phase*. Amplitudo dan *phase* dihimpun dalam satu variabel P ditunjukkan sebagai berikut,  $P = \{\alpha_m, \beta_m\}$ . Output dari SAGE adalah parameter *phase* dan amplitudo yang nantinya dibandingkan dengan parameter dari sinyal referensi, sinyal referensi merupakan sinyal ultrasonik yang melalui air atau dapat dikatakan tanpa penghalang objek, sinyal referensi ditunjukkan pada persamaan (7). Pembangkitan sinyal referensi mengacu pada [2].

$$S_m(f) = R(f)H_m(f) \quad (6)$$

Dimana :

$R(f)$  : sinyal referensi didefinisikan pada persamaan (7)

$H_m(f)$  : sinyal *ultrasound* dari hasil pengukuran didefinisikan pada persamaan (1)

$$R(f) = e^{-[c_{0,m} + c_{1,m} \cdot f] + j[\beta_{0,m} + \beta_{1,m} \cdot f]} \quad (7)$$

Dimana

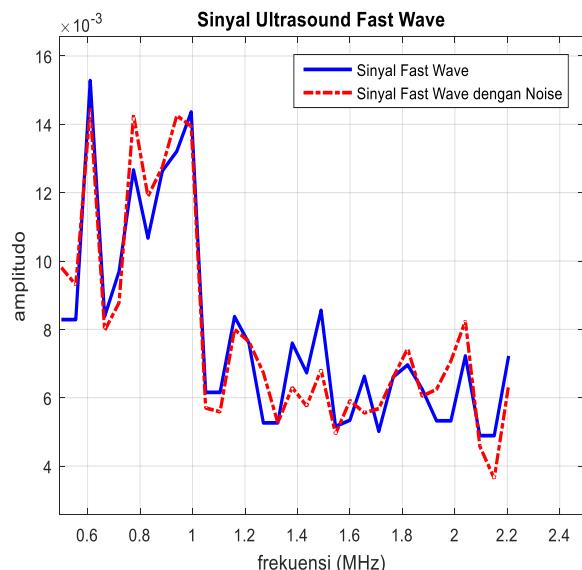
$c_{0,m}$  : atenuasi konstan ( $c_{0,m}$  : 4.2 untuk sinyal *ultrasound* slow wave dan  $c_{0,m}$  : 6.4 untuk sinyal *ultrasound* fast wave)

$c_{1,m}$  : kemiringan redaman linier ( $c_{1,m}$  :  $1.38 \cdot 10^{-6}$  untuk sinyal *ultrasound* slow wave dan  $c_{1,m}$  :  $2.45 \cdot 10^{-6}$  untuk sinyal *ultrasound* fast wave)

$\beta_{0,m}$  : pergeseran *phase* konstan ( $\beta_{0,m}$  : 0.6 untuk sinyal *ultrasound* slow wave dan  $\beta_{0,m}$  : 2.1 untuk sinyal *ultrasound* fast wave)

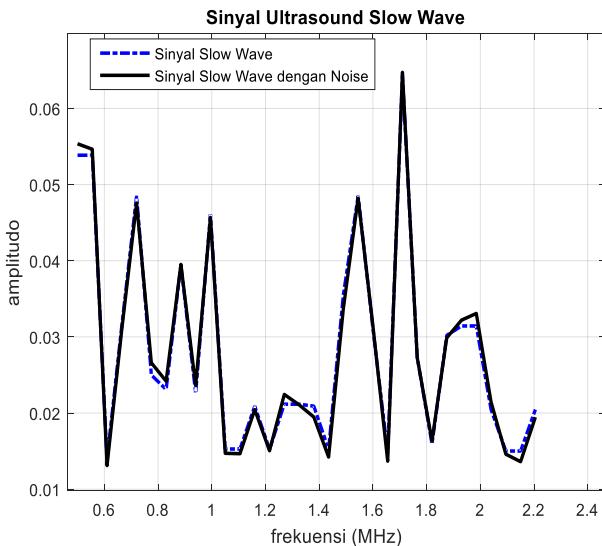
$\beta_{1,m}$  : *phase* linier dari multipath ( $\beta_{1,m}$  :  $-12.6 \cdot 10^{-6}$  untuk sinyal *ultrasound* slow wave dan  $\beta_{1,m}$  :  $-31.4 \cdot 10^{-6}$  untuk sinyal *ultrasound* fast wave).

Sinyal *ultrasound* yang diterima diubah kembali menjadi sinyal litrik [ITB], sinyal tersebut ditunjukkan pada gambar 1 dan 2 di bawah ini,



Gambar 2. Sinyal *Ultrasound Fast Wave*

Sinyal *ultrasound fast wave* yang ditambahkan *noise* menunjukkan bahwa sinyal AWGN mempengaruhi sinyal *ultrasound fast wave*, dimana terdapat beberapa titik di gambar tersebut yang mengalami penguatan dan pelemahan.



Gambar 3. Sinyal *Ultrasound Slow Wave*

Penambahan *noise* tidak terlalu berpengaruh terhadap sinyal *ultrasound slow wave*.

**III. Space Alternating General Expectation (SAGE)**  
SAGE merupakan salah satu metode yang digunakan untuk mendapatkan parameter-parameter sinyal dari multipath. SAGE banyak diusulkan karena mempunyai resolusi tinggi dalam memisahkan sinyal akibat mutipath. SAGE dapat diterapkan pada analisa sinyal *ultrasound* dari pengukuran tulang tumit manusia dengan menggunakan QUS Achilles Express, akibat pantulan objek tulang. SAGE terdiri dari 2 langkah untuk mencapai tingkat keakuratan yang tinggi, yaitu :

#### 1. Expectation Step

Tahap Ekspektasi merupakan tahap untuk mendapatkan data dari komponen sinyal tertentu yang terkait langsung dengan parameter-parameternya dengan cara memisahkan sinyal lintasan akibat multiptah. Pada proses ini meliputi proses inisialisasi awal sampai mendapatkan nilai parameter baru dari proses ini atau disebut parameter update.  $\hat{P}_m^k = \{\alpha_m: 0, \beta_m: 0\}$ , Sinyal *ultrasound*  $S_m$  dihitung selama ke-k dari proses ekspektasi step dengan perumusan (8)

$$\hat{S}_m^k(f) = R(f)H(\hat{P}_m^k; f) + \frac{1}{M} \left( S(f) - \sum_{m=1}^M R(f)H(\hat{P}_m^k; f) \right) \text{ dirumuskan :}$$

$\hat{S}_m^k(f)$  : sinyal *ultrasound* setelah proses E-Step

$H(\hat{P}_m^k; f)$  : transfer function dengan parameter yang sudah terupdate

M : multipath

#### 2. Maximazation Step

Langkah ini mengupdate setiap parameter yang didapatkan dari proses E-step secara berurutan yang kemudian

dilanjutkan dengan perhitungan nilai error antara parameter dari hasil update dengan parameter dari sinyal referensi. Proses update ini dilakukan untuk setiap komponen sinyal. Parameter sinyal tersebut ditunjukkan pada rumus sebagai berikut :

$$\hat{\beta}''_m = \arg \min_{\beta} \left( R(f)H(\hat{P}_m^k; f) + \frac{1}{M} \left( S(f) - \sum_{m=1}^M R(f)H(\hat{P}_m^k; f) \right) \right) \quad (9)$$

$$\hat{\alpha}''_m = \frac{1}{K} \left( \sum_{m=1}^M \left( R(f)H(\hat{P}_m^k; f) + \frac{1}{M} \left( S(f) - \sum_{m=1}^M R(f)H(\hat{P}_m^k; f) \right) \right) \right) \quad (10)$$

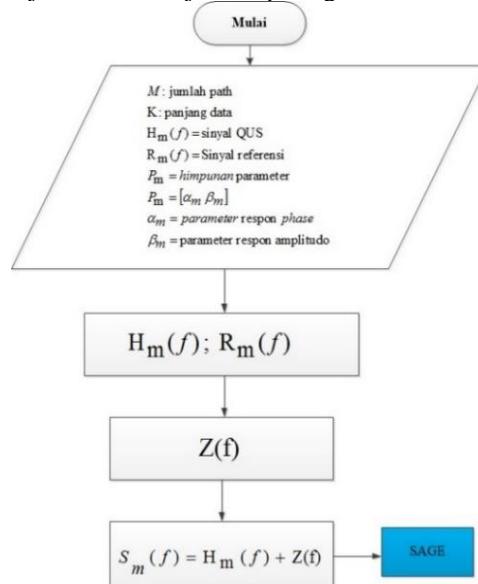
Dimana :

$\hat{\beta}''_m$  : parameter *phase* yang terupdate

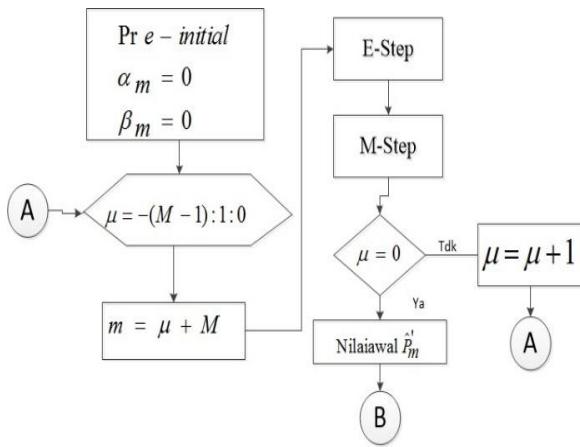
$\hat{\alpha}''_m$  : parameter amplitudo yang terupdate

Proses E-Step dan M-Step dilakukan sampai mencapai nilai konvergen antara parameter sinyal hasil simulasi dengan sinyal referensi. Untuk mendapatkan nilai konvergen, dilakukan proses inisialisasi dan proses update, dimana proses inisialisasi adalah proses untuk mendapatkan parameter awal dimana langkah E-Step dan M-Step tetap diproses, sedangkan proses update adalah proses parameter awal yang dilanjutkan dengan langkah E-Step dan M-Step kembali terus menerus untuk mencapai nilai yang konvergen dimana parameter dari hasil SAGE didapatkan.

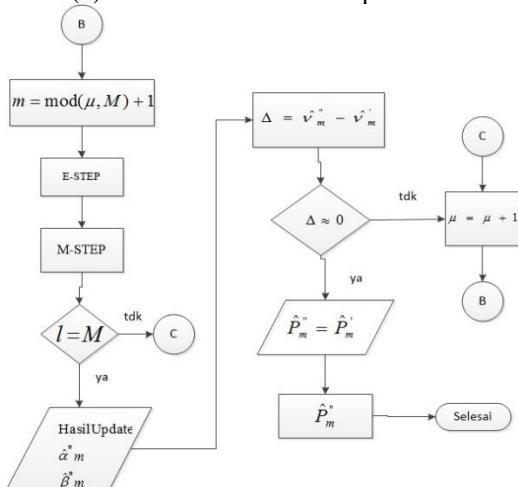
Proses dari pembangkitan sinyal sampai perhitungan error dari kinerja SAGE ditunjukkan pada gambar 4.



(a) Sinyal *ultrasound* yang diterima



(b) Proses inisialisasi dari proses SAGE

(c) Proses update dari proses SAGE  
Gambar 4. Cara Kerja SAGE

Gambar 4a. Menunjukkan sinyal *ultrasound* yang diterima dengan ditambahkan *noise* AWGN, Gambar 4b menunjukkan proses inisialisasi dari proses SAGE yang dihitung dengan menggunakan E-Step dan M-Step sebanyak iterasi jumlah multipath , sehingga proses ini menghasilkan parameter awal yang nantinya akan diupdate secara berurutan (*phase* dan amplitudo) . Pada gambar 4c parameter di-update secara berurutan sampai mencapai nilai konvergen, yang artinya parameter hasil dari inisialisasi sama dengan parameter hasil dari proses update atau nilai  $\Delta = 0$ . Jika perulangan pertama mencapai nilai konvergen, maka hasil parameter tersebut diupdate kembali sampai selesainya perulangan sebanyak jumlah multipath.

Cara kerja SAGE menghasilkan parameter dari hasil pengukuran, yang kemudian dari hasil tersebut akan dianalisa dengan perubahan SNR yang dapat mempengaruhi komponen sinyal *ultrasound*. Untuk mendapatkan tingkat keakuratan yang tinggi, maka dilakukan proses perulangan atau 1000 iterasi untuk mencapai nilai konvergen ( $\Delta = 0$ ).

#### IV. Root Mean Square Eror

Hasil estimasi dari sinyal *ultrasound* menggunakan SAGE dibandingkan dengan sinyal referensi. Eror yang dihasilkan menggunakan metode *Root Mean Square Eror* (RMSE), yang ditunjukkan pada persamaan di bawah ini :

$$RMSE = \frac{1}{IM} \sqrt{\sum_{i=1}^I \sum_{m=1}^M (\hat{P}_{m,i} - P_{m,i})^2} \quad (10)$$

Dimana :

I : iterasi (I : 100)

M : jumlah path (M: 2)

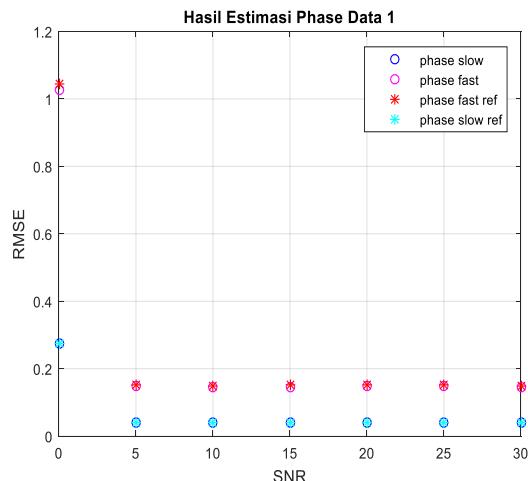
$\hat{P}_{m,i}$  : parameter hasil dari estimasi sinyal *ultrasound*

$P_{m,i}$  : parameter sinyal referensi

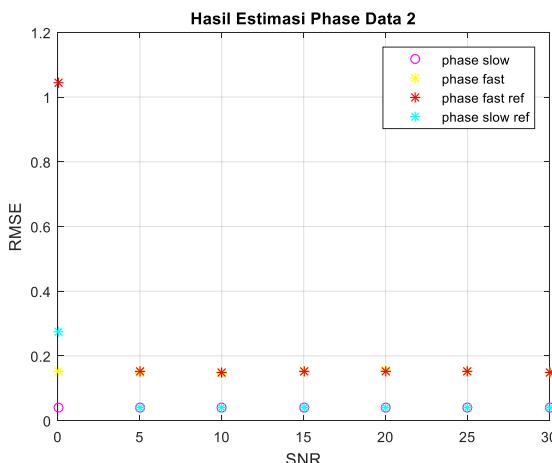
#### V. Analisa Performansi SAGE

##### A. Hasil Estimasi Phase

Hasil estimasi dari data pengukuran 6 sampel,

Gambar 5 . Hasil Estimasi Respon *Phase* dari Sampel Data 1

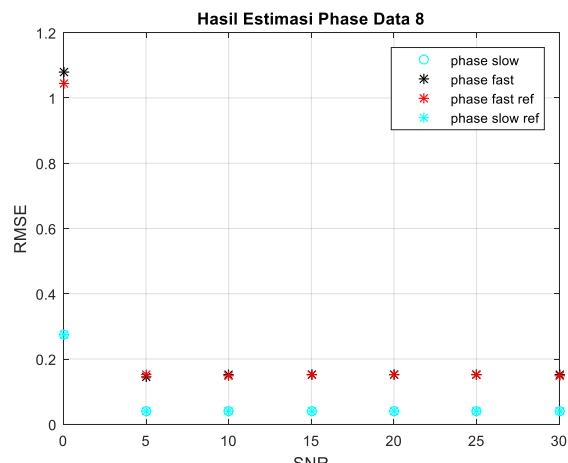
Dari hasil sampel data pertama dimana pengukuran dilakukan untuk tebal objek adalah 4,1, menunjukkan bahwa hasil estimasi untuk respon *phase* pada SNR 5 dB sampai 30 dB dari hasil pengukuran sama dengan sinyal referensi baik sinyal *fastwave* dan sinyal *slowwave* , sedangkan ketika SNR 0 dB menunjukkan bahwa sinyal *fastwave* mengalami perbedaan error antar respon *phase* dari sinyal referensi dengan respon *phase* sinyal *fastwave* (hasil ditunjukkan dengan tanda bintang merah dengan bulat magenta). Kesalahan atau eror tersebut dikarenakan *ultrasound* melewati medium tulang yang mempunyai struktur yang berbeda. Kinerja SAGE mengestimasi komponen sinyal *ultrasound* , sangat akurat baik untuk SNR 5 -30 dB.



Gambar 6. Hasil Estimasi Respon *Phase* dari Sampel Data 2.

Hasil estimasi respon *phase* untuk sampel data kedua, dengan tebal objek 4,3 mempunyai perbedaan kesalahan atau eror ketika SNR 0 dB. Respon *Phase* sinyal *slowwave* dan *fastwave* yang terdeteksi dengan SAGE, mengalami kesalahan dari sinyal referensi yang terukur. Hal ini terjadi dikarenakan pantulan yang terjadi, pada tebal objek 4,3 mengalami pelemahan yang besar, khususnya ketika SNR 0 dB.

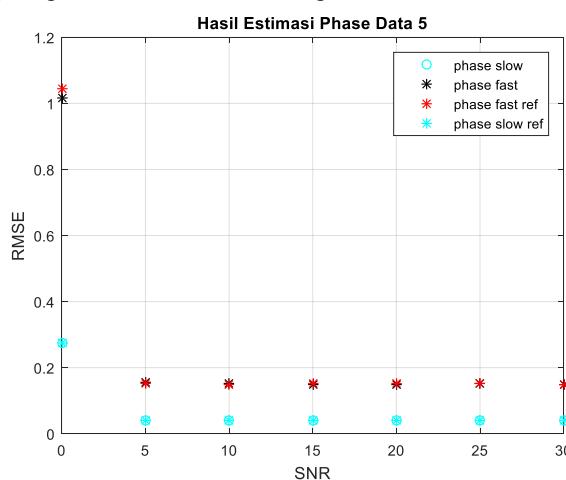
Pelelemahan tersebut dikarenakan sinyal *ultrasound* bertransmisi pada medium tulang ke medium darah atau ke jaringan lunak di sekitar tulang tumit tersebut.



Gambar 8. Hasil Estimasi Respon *Phase* Data Sampel 1

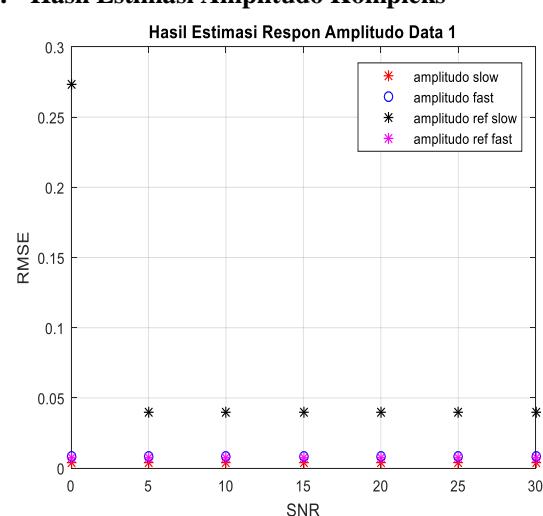
Hasil estimasi *phase* dari sinyal *fastwave* pada data sampel ke 8, dengan tebal objek 3,5, menunjukkan kesalahan pada SNR 0 dB. Dari data ke-4 sampel tersebut menunjukkan bahwa semakin tebal objek tulang yang diamati, semakin banyak pantulan yang terjadi sehingga mengakibatkan pelemahan semakin membesar, khususnya pada SNR 0 dB. Nilai kesalahan (RMSE) dari estimasi respon *phase* dari ke-4 sampel data tersebut, mencapai sekitar 1,2°.

## B. Hasil Estimasi Amplitudo Kompleks



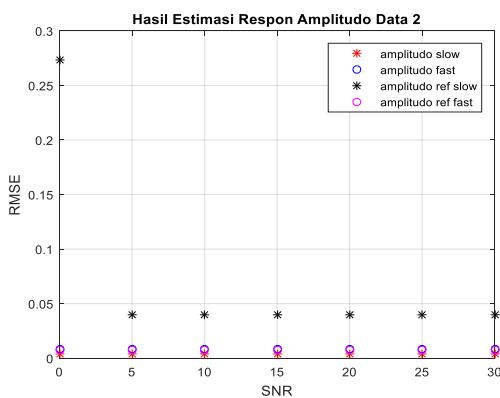
Gambar 7. Hasil Estimasi Respon *Phase* Sampel Data 5

Hasil estimasi respon *phase* pada data sampel ke-5 dengan tebal objek 3,8, menunjukkan bahwa SNR 0 dB untuk sinyal *fastwave* mengalami perbedaan dengan sinyal referensi *fastwave*.

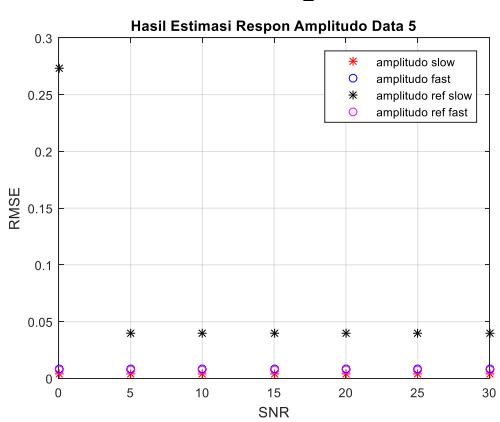


Gambar 9. Hasil Estimasi Respon Amplitudo Data Sampel 1

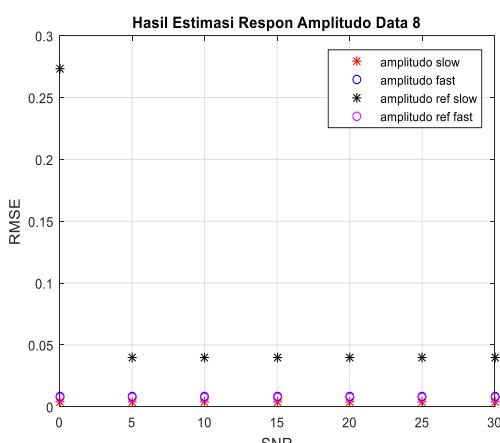
Hasil estimasi respon amplitudo pada gambar menunjukkan bahwa untuk sinyal *slowwave* mempunyai perbedaan kesalahan yang cukup besar dengan sinyal referensi pada SNR 0 dB, sedangkan pada SNR 5-30 dB mempunyai perbedaan kesalahan sekitar 0,05. Berbeda dengan hasil estimasi sinyal *fastwave*, respon *phase* yang didapatkan mendekati dengan hasil sinyal referensi pada SNR 0-30 dB.



Gambar 10. Hasil Estimasi Respon Amplitudo Data Sampel ke-2



Gambar 11. Hasil Estimasi Respon Amplitudo Data Sampel ke-3



Gambar 12. Hasil Estimasi Respon Amplitudo Data Sampel ke-4

Hasil estimasi amplitudo kompleks pada data sampel ke 2, 3, dan 4 menunjukkan bahwa hasil estimasi amplitudo untuk 0 dB, untuk sinyal slow sangat berbeda jauh dengan sinyal referensi slow, sedangkan hasil estimasi respon amplitudo untuk sinyal fast hampir sama (pada gambar ditunjukkan linkaran kecil biru dan merah yang bertumpukan). Hasil estimasi untuk data sampel 2,3, dan 4 mempunyai hasil yang sama dikarenakan, pengukuran dari

ke tiga sampel tersebut mempunyai struktur tulang yang sama, sehingga menyebabkan kemungkinan hasil estimasi amplitudo sama.

## VI. KESIMPULAN DAN SARAN

Hasil Estimasi SAGE mempunyai kinerja yang baik, untuk estimasi parameter respon *phase* dan respon amplitudo pada sinyal *ultrasound* fast wave dan slow wave. Nilai rata-rata error respon *phase* yang dihasilkan untuk SNR 0 dB sekitar  $1,04^0$  untuk sinyal *ultrasound* fast wave, sedangkan nilai rata-rata error respon *phase* untuk sinyal slow wave adalah  $0.27^0$

Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa hasil pengukuran masih perlu dilakukan dengan beberapa sampel yang berbeda dengan variasi umur.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Kaufman, G. Luo, S.Siffert, “*Ultrasound Simulation in Bone*”, IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control, Vol. 55, No. 6, pp. 1205-1218, June 2008.
- [2] S. Dencks, G.Schmidt, R.Barkmann , “Model Based Estimation in the Frequency Domain for Quantitative *Ultrasound* Measurement of Bone”, IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings,pp 554-557, 2009.
- [3] S.Dencks, G.Schmidt, “Estimation of Multipath Transmission Parameters for Quantitative *Ultrasound* Measurement of Bone”, IEEE Transaction On Ultrasonics, and Frequency Control, Vol. 60, pp 1884-1895, 2013
- [4] Musayyanah, P. Handayani, G.Hendrantoro, P.Hari Mukti “Performance Analysis of The SAGE algorithm : Changing the update procedure” Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA), International Seminar, pp 237-242, 2016.
- [5] I.N. Budhysulistyan, “Ultrasonic untuk Prediksi Osteoporosis” STEI ITB. Information Dissemination Right, ITB Central Library, 2008