

# 相互相関法による足音を用いた歩幅推定システムの基礎的検討

宮本 隆典<sup>†</sup> 太田 玲央<sup>†</sup> 堀江 和正<sup>†</sup> 天笠 俊之<sup>†</sup> 北川 博之<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> 筑波大学計算科学研究センター 〒305-8573 茨城県つくば天王台 1-1-1

<sup>‡</sup> 筑波大学国際統合睡眠医科学研究機構 (WPI-IIIIS) 〒305-8575 茨城県つくば天王台 1-1-1

E-mail: <sup>†</sup> {miyamotor, ota.leo}@kde.cs.tsukuba.ac.jp, {horie, amagasa}@cs.tsukuba.ac.jp

<sup>‡</sup> kitagawa@cs.tsukuba.ac.jp

**あらまし** 歩幅は歩行時の運動強度に影響を与える重要なパラメータである。加速度計を用いた歩幅推定法が提案されているが、同じ歩幅であっても加速度変化には個人差があり、積算誤差が生じるなどの問題がある。そこで、本研究では、足音を用いた歩幅推定手法を提案する。両足に装着したマイクロフォンにより足音を収録し、片足が着地した際に生じる足音がもう一方の足に到達するまでの時間を相互相関法により算出し、その時間から歩幅を推定する。本報告では、一人の被験者に対して実施した歩幅推定実験の結果について報告する。

**キーワード** 歩行計測, 歩幅推定, 足音, 相互相関, 音響信号処理

## 1. 序論

日常的な歩行活動データは、健康管理やリハビリ後の経過観察、身体機能異常や疾患の検知に有用であり、歩数や歩行周期、速度、歩幅などの歩容データが重要な指標として用いられる[1,2]。研究室環境ではカメラや床反力計などの設置型計測により精密な動作解析が可能であるが[3]、日常的な計測には不向きである。日常歩容解析の実現のため、加速度センサによるウェアラブル歩行計測に関する研究が数多く行われており、歩行に伴う加速度の周期的な変動から歩数や歩行周期が、加速度の積分により速度と歩幅が計測可能となっている[4-6]。しかし、積分操作において誤差が生じやすく、重力加速度の影響もあることから、これらの影響が補正しやすい平地での歩容計測がほとんどである。また、路面状況によっても加速度が変動することから[7]、歩容と路面状況の分離計測は困難であると考えられる。GPSを用いた歩幅推定手法も提案されているが[8]、1歩毎の細かい動作の計測は困難であり、屋内ではGPSが受信できないことから歩幅推定ができなくなってしまう。

そこで、本研究では、路面状況によらず1歩毎の歩幅の推定を可能とする、足音に着目した歩幅推定手法を検討する。1歩踏み出すごとに生じる足音が、もう一方の足まで到達するまでの時間が計測できれば、そこから両足間距離、すなわち歩幅が推定できると考えた。路面状況が変わっても足音の伝搬時間はほぼ一定であると考えられることから、路面状況によらない歩幅推定が可能となると期待できる。

足音を用いた歩行解析を行った報告は数件存在しており、着足イベント検出[9]、路面状況判別[10]、個人識別[11]等が実現されているが、歩幅の推定はいまだ行われていない。

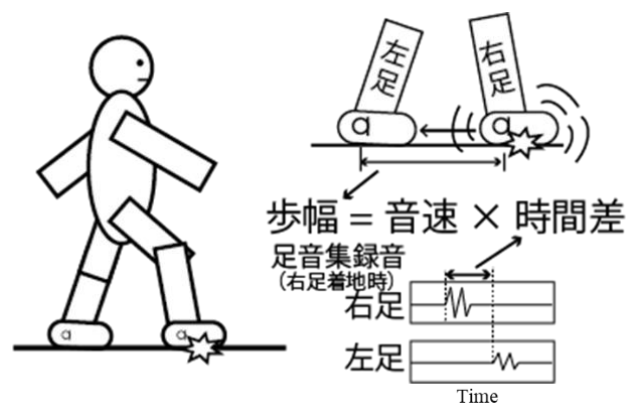


図1 足音による歩幅推定の概要図

本報告では、両足にマイクロフォンを装着した状態での歩行実験を行い、足音の伝搬時間に着目した歩幅推定の有効性について検討した。

## 2. 提案手法

図1に示すように、歩行の際に着地した足音を両足に装着したマイクロフォンにより受信する。着地した足で収録した足音と、もう一方の足で収録した足音には、両足間距離に対応した時間差が生じる。この足音の伝搬時間差と音速の積により両足間距離、すなわち歩幅が計算できる。着地した足に装着したマイクロフォンにおける受信信号  $r(t)$  と、もう一方の足に装着したマイクロフォンにおける受信信号  $m(t)$  と比較し、到達時間差  $\Delta\tau$  を求める。 $\Delta\tau$  は  $r(t)$  と  $m(t)$  の相互相関関数  $R(\tau)$  の値が最大となる  $\tau$  を計算することにより求める[12]。  $R(\tau)$  および  $\Delta\tau$  は以下の式、

$$R(\tau) = \int_{-T}^T m(t)r(t-\tau)dt,$$

$$\Delta\tau = \arg\tau \max[R(\tau)],$$

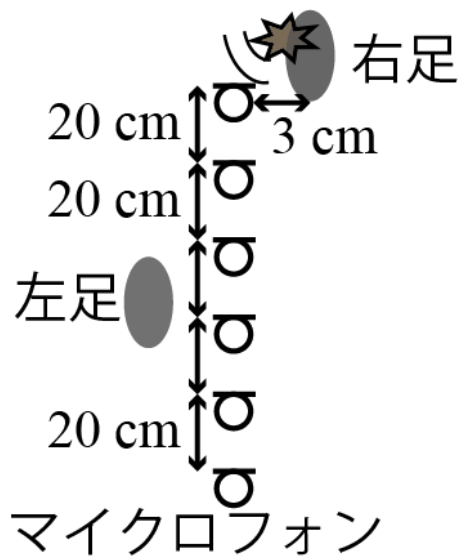


図 2 伝搬距離による足音受信波形変化の計測実験

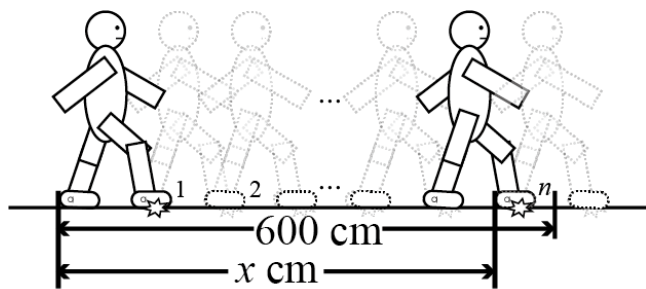


図 3 足音による歩幅推定実験

として表される．ここで， $T$  は 1 歩分の足音信号を切出した時間幅を表す．相互相関関数  $R(\tau)$  の値が大きいほど  $m(t)$  と  $r(t - \tau)$  の一致度が高い．よって， $R(\tau)$  がピークを示す時の  $\tau$  が 2 つの信号の到達時間差  $\Delta\tau$  となる．

### 3. 実験

#### 3.1 実験条件

足音による歩幅推定の有効性を検討するため，2 つの実験を行った．被験者は 30 代の男性 1 名である．マイクロフォンは CVM-V02C (COMICA) を，レコーダは H8 ハンディレコーダ (ZOOM) を使用した．被験者には普段履いている靴で歩行してもらい，足音を採取した．歩行実験は  $25 \pm 1^\circ\text{C}$  の室内で行った．

1 つ目の実験として，足音発生位置からの距離によってマイクロフォンによる受信信号がどのように変化するかを検討するため，図 2 に示すように 6 個のマイクロフォンを直線状に 20 cm 間隔で配置し，右足を着地したときの足音を収録した．

2 つ目の実験として，両足にマイクロフォンを装着した歩幅推定を行った．図 3 に示すように，600 cm 区間を歩行した際の 600 cm を超える 1 歩前までの歩数  $n$

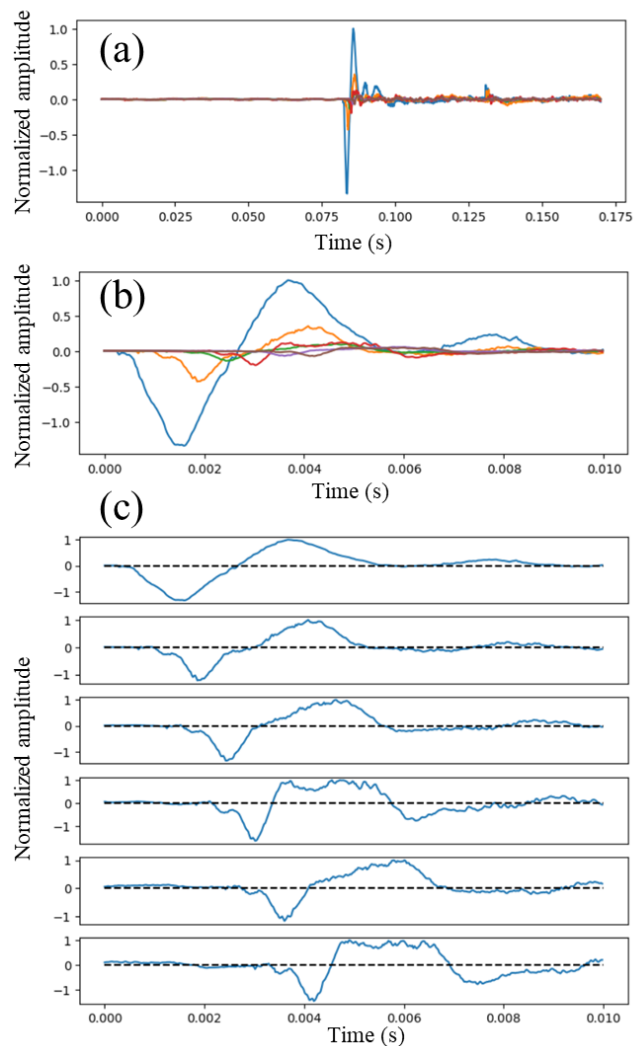


図 4 伝搬距離による足音受信波形変化．(a): 1 歩分の足音波形，(b): (a) の拡大図，(c): (b) の振幅を各信号の最大値で正規化した図

およびそこまでの歩行距離  $x$  を計測し，平均の歩幅を  $x/n$  として算出した．この平均歩幅と足音を用いた推定歩幅との比較により，歩幅推定の有効性を検討する．歩幅を小股，普段通りの歩幅，大股の 3 パターンとした歩行データを 600 cm 区間においてそれぞれ 2 回ずつ取得した．歩幅の推定は 600 cm 区間の中心部付近における 4 歩分の足音を用いて行い，各歩幅パターンにおいてそれぞれ 8 歩分の解析を行った．

#### 3.2 実験結果

図 4 に，足音の伝搬距離による受信信号の変化を示す．右足を着地した位置から最も近いマイクロフォンにおける受信信号の振幅が最も高く，着地位置から離れるにつれ振幅が低くなっている．また，図 4(c) に示すように，着足位置から離れるにつれて，足音と思わ

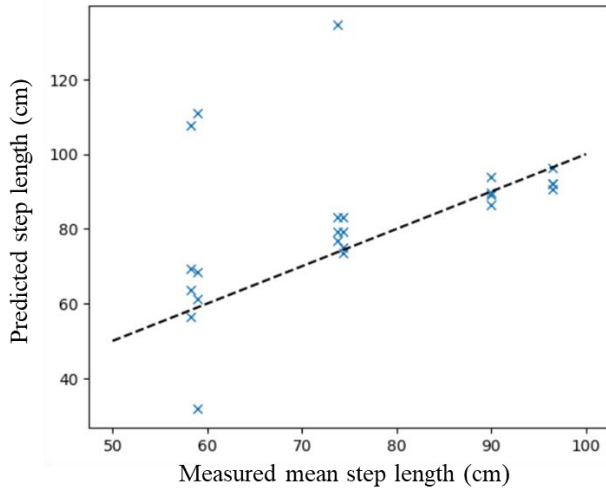


図 5 足音による歩幅推定結果

れる波形が遅れて受信されることが確認できる．この受信信号における信号位置のずれと足音の伝搬距離に対応関係があると考えられることから，マイクロフォン間における受信信号のずれ量からのマイクロフォン間距離の推定は可能であると考えられる．

図 5 に，両足にマイクロフォンを装着した歩幅推定の結果を示す．横軸を平均の実測歩幅，縦軸を足音からの推定歩幅とし，1 歩毎に x 印にて示している．平均歩幅は，小股の場合には 58.2 cm, 59.0 cm，普段通りの歩幅の場合には 73.8 cm, 74.4 cm，大股の場合には 90.0 cm, 96.5 cm であった．歩幅推定の二乗和平均平方根誤差(RMSE)は 20.62 cm であった．小股，中股，大股における RMSE はそれぞれ 27.74 cm, 22.21 cm, 3.52 cm であった．小股の場合は 8 歩の内 3 歩で誤差が 30 cm 以上となったが，それらを除いた場合の RMSE は 7.14 cm であった．中股の場合，8 歩の内 1 歩で 130 cm 以上と極端に大きな推定値が表れたが，このデータを除くと，中股の RMSE は 5.76 cm となった．大股の場合は，他の歩幅の場合で生じたような大きな誤差は見られなかった．

図 6(a)に，小股で歩いた際の足音波形を示す．青線は左足，橙線は右足における受信信号である．10 歩で 590 cm 進んだため，1 歩あたりの歩幅は 59.0 cm である．図 6(b)に右足を踏み出した際の 1 歩分の足音波形を示す．図 6(b)上図から，踏み出した右足における振幅と比べ，もう一方の足における振幅は低いことが確認できる．図 6(b)下図のように，各足における最大振幅で正規化すると，右足受信信号における正のピークが，左足においては 0.002 秒ほど遅れて生じていることが確認できる．25℃における音速を 346.5 m/s とすると，このときの歩幅は 69.3 cm と推定できる．図 6(c)に示すように，右足と左足の受信波形の相互相関関数

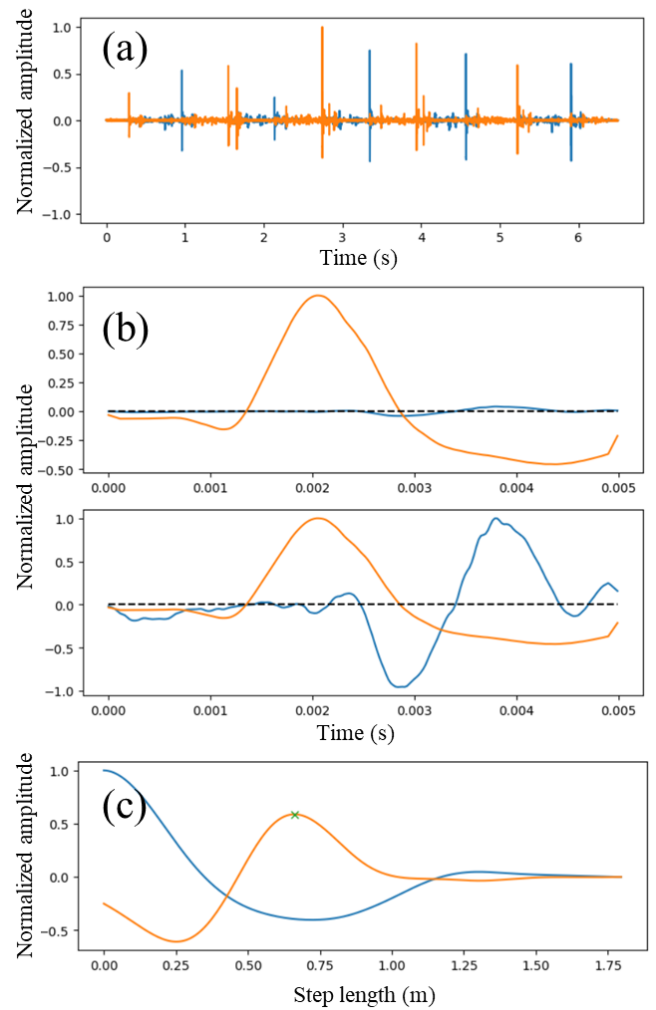


図 6 平均歩幅が 59.0 cm の場合の足音波形と相互相関関数．(a): 6 m 歩行時の足音波形，(b): 1 歩分の足音波形，(c): 右足受信波形と左足受信波形の相互相関関数

のピーク位置からも，歩幅は 69.3 cm と推定され，実際の歩幅よりも大きい値となっている．図 6(b)から，正のピークの直前の負のピーク位置に着目すると，より実際の歩幅に近い推定値が得られると考えられる．推定歩幅の誤差が大きいデータでは，足音波形が大きく歪み，右足と左足における受信波形が大きく異なっていた．波形のひずみを考慮した伝搬時間の抽出方法の検討が今後必要であると考えられる．

図 7 に普段通りの歩幅で歩いた際の平均歩幅が 74.4 cm であったときの足音波形を示す．小股のときよりも両足間の足音受信波形のずれが大きくなっており，相互相関関数のピーク位置もより遅れていることが確認できる．

図 8 に大股で歩いた際の平均歩幅が 96.5 cm であったときの足音波形を示す．中股のときと比べて，正のピーク位置のずれ量には大きな変化は見られないが，

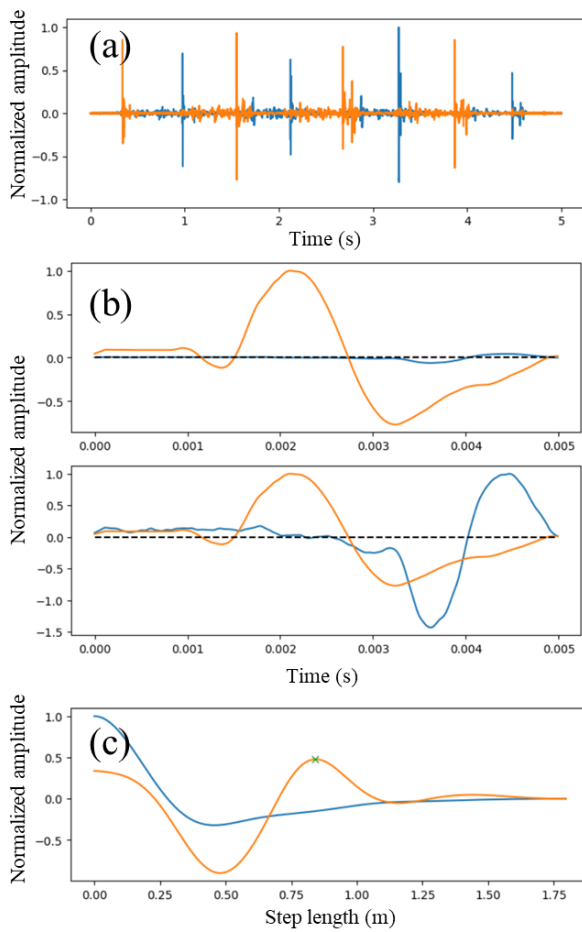


図 7 平均歩幅が 74.4 cm の場合の足音波形と相互相関関数. (a): 6 m 歩行時の足音波形, (b): 1 歩分の足音波形, (c): 右足受信波形と左足受信波形の相互相関関数

このピークの直前の振幅が 0 となる位置が遅れていることが確認できる. 相互相関関数においては, 中股よりもピーク位置もより遅れていることが確認できる.

以上の結果から, 足音を用いた歩幅推定の可能性が示された.

#### 4. 結論

本研究では, 両足にマイクロフォンを装着した歩行実験により, 足音を用いた歩幅推定の有効性を検討した. その結果, 歩幅が大きくなるにつれ足音の両足間伝搬時間が増加することが確認され, この足音の両足間伝搬時間に着目することにより歩幅推定が可能であることが示された.

今後の展望として, 靴の違いによる影響の検討, 歩き方の個人差による影響の検討, 平地以外の歩行環境における歩幅推定, 足音伝搬時間のよりロバストな抽出法の検討があげられる.

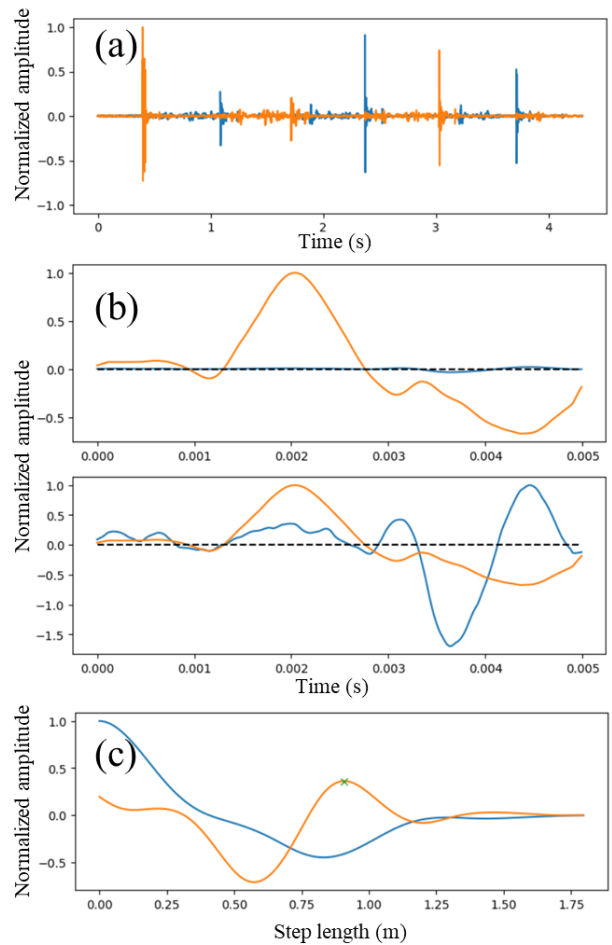


図 8 平均歩幅が 96.5 cm の場合の足音波形と相互相関関数. (a): 6 m 歩行時の足音波形, (b): 1 歩分の足音波形, (c): 右足受信波形と左足受信波形の相互相関関数

#### 謝辞

本研究の一部は, 筑波大学研究基盤支援プログラム (A タイプ)ならびに AMED の課題番号 JP21zf0127005 の支援を受けた.

#### 参考文献

- [1] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people", *Journal of Gerontology: Series A*, **58**, pp. 446-452, 2003.
- [2] 藤原誠助, 鈴木明宏, 石井賢治, 門間陽樹, 長名シオン, 永富良一, "若年者における歩行速度, 歩行率を考慮した歩行時の運動強度推定", *健康支援*, **19**, pp. 19-26, 2017.
- [3] 安川洵, 増田正, "多視点距離画像撮影に基づいた歩行パラメータ推定の精度評価", *バイオメカニズム学会誌*, **42**, pp. 237-242, 2018.
- [4] D. Kobsar, J. M. Charlton, C. T. F. Tse, J. Esculier, A. Graffos, N. M. Krowchuk, D. Thatcher, and M. A. Hunt, "Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review

and meta-analysis”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **17**, 62, 2020.

- [5] K. Hori, Y. Mao, Y. Ono, H. Ora, Y. Hirobe, H. Sawada, A. Inaba, S. Orimo, and Y. Miyake, “Inertial measurement unit-based estimation of foot trajectory for clinical gait analysis”, *Frontiers in Physiology*, **10** 1530, 2020.
- [6] 佐川貢一, 煤孫光俊, 大瀧保明, 猪岡光, “足爪先加速度積分による歩行経路の3次元無拘束計測”, 計測自動制御学会論文集, **40**, pp. 635-641, 2004.
- [7] Y. Luo, S. M. Coppola, P. C. Dixon, S. Li, J. T. Dennerlein, and B. Hu, “A database of human gait performance on irregular and uneven surfaces collected by wearable sensors”, *Scientific Data*, **7**, 219, 2020.
- [8] S. Godha, and G. Lachapelle, “Foot mounted inertial system for pedestrian navigation”, *Measurement Science and Technology*, **19**, 075202, 2008.
- [9] C. Wang, X. Wang, Z. Long, J. Yuan, Y. Qian, and J. Li, “Estimation of temporal gait parameters using a wearable microphone-sensor-based system”, *Sensors*, **16**, 2167, 2016.
- [10] 三嶽寛人, 渡邊拓貴, 杉本雅則, “足音と慣性データに基づく路面状況認識手法”, 情報処理学会論文誌, **61**, pp. 1578-1590, 2020.
- [11] E. Aydemir, T. Tuncer, S. Dogan, and M. Unsal, “A novel biometric recognition method based on multi kernelled bijection octal pattern using gait sound”, *Applied Acoustics*, **173**, 107701, 2021.
- [12] H. Mitsui, K. Mizutani, N. Wakatsuki and Y. Norose, “Artifact reduction in tomographic images for nondestructive testing of square billets using ultrasonic computerized tomography”, *Japanese Journal of Applied Physics*, **50**, 116601, 2011.