

WGAN を用いた R 波ピーク検出とピークボトム の落差によるピーク検出の識別精度分析

鈴木 千紘 五味 悠一郎

本研究の目的は、GAN を用いたピーク検出によって識別精度を向上させ、心磁図の情報が個人認証に利用可能であると明らかにすることである。先行研究では、PGGAN と WGAN を用いてピークボトムの落差によるピーク検出を行った。その結果、WGAN に比べて PGGAN の精度が高いことが明らかになったものの、性能差はほとんどなかった。そこで、より短い時間で識別できる WGAN が適していると考えた。本稿では心磁図のダミーデータと WGAN を用いて R 波ピーク検出の識別精度を分析した。その結果、R 波ピーク検出とピークボトムの落差によるピーク検出の両方で高い識別精度が得られた。以上より、WGAN を用いた手法が有効であることが示され、個人認証へ応用できる可能性が示唆された。閾値を最適化することで、さらに精度が向上すると考えられる。

1 はじめに

心磁図 (magnetocardiography : MCG) は、心筋内電流の周辺に分布する磁場 (ベクトル量) を体外から計測する方法である [4]。心磁図は 1963 年に Baule and McFee によって初めて記録された [2]。臨床応用可能な信号が得られるようになったのは、Josephson 接合の理論を応用して作成された超伝導量子干渉素子 (superconducting quantum interference device : SQUID) の技術が取り入れられてからのことである [5][6]。日本でも 1997 年に筑波大学と日立製作所の共同研究により、30 例の正常胎児を対象とした胎児心磁図 (fetal magnetocardiography : fMCG) の臨床データが報告された [3]。心磁図は P 波と QRS 波と T 波で構成されており、P 波は心房の収縮、QRS 波は心室の収縮、T 波は心室の拡張を表している。R 波はこの中で電流の振幅が一番大きい。

心磁図は、検査によって心臓全体や各部分の磁気の変化を捉え、心臓の電気活動を画像化することで不整脈を中心とした心臓疾患診断に用いられる [8]。心臓の電氣的異常を検出可能であることから、予後不良例の予測や心臓再同期療法の応答例予測への活躍が期待される [7]。主流である SQUID を用いた計測には、液体ヘリウムの冷却装置を必要とする高価で大がかりな機器が必要となる [9]。日本大学理工学部電子工学科 (以降、電子工学科とする) では、SQUID に代替する可搬性に優れた心磁計の小型化を目指し、実験を行っている。

本研究の目的は、心磁図の情報が個人認証に利用可能であることを明らかにすることである。

2 先行研究

2.1 心電図による生体個人認証手法

心電図を用いた個人認証の実験を行った。生体個人認証のなりすましデータは、敵対的生成ネットワーク (Generative Adversarial Network : GAN) を用いて生成可能である。GAN は、図 1 のように生成器 (Generator) と識別器 (Discriminator) の 2 つのニューラルネットワークから構成される。Generator は Discriminator が識別できないほど本物に近いデータを生成できるように学習させ、Discriminator は本

Identification Accuracy Analysis of R-Wave Peak Detection and Peak Detection by Peak Bottom Drop Using WGAN.

Yuichiro Gomi, 日本大学理工学部, College of Science and Technology, Nihon University.

Chihiro Suzuki, 日本大学理工学部応用情報工学科, Department of Computer Engineering, College of Science and Technology, Nihon University.

物のデータと Generator が生成した偽データを識別できるように学習させるプログラムである。

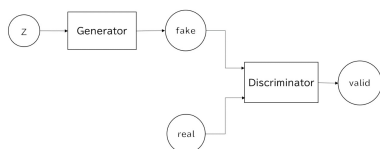


図1 GANの仕組み

GANの応用である DCGAN(Deep Convolutional GAN)を用いて実験を行ったが、得られた認証精度は 87.084%であり、一般的な署名認証精度が 99.74995% (FAR:0.5%かつ FRR:0.0001%)であるため実用レベルではないといえる。

2.2 心磁図のダミーデータを用いた GAN による認証精度の検証

心磁図を用いた個人認証の実験を行った。心磁図の生データは入手することが困難であるため、電子工学科の芦澤好人准教授が作成した磁性薄膜を用いて、心電図から心磁図のダミーデータを作成した。ダミーデータは、電子工学科の今池健准教授によってノイズ除去された状態のものであり、心磁図の生データとほぼ同じ波形になると仮定した[1]。R波ピーク部分の波形を抜き出して DCGAN の学習をさせる手法では閾値設定の難易度が高く、認証精度は 78.819%と 2.1 の 87.084%を下回る結果となった。

2.3 心磁図ダミーデータを対象としたピークボトム の落差によるピーク検出および PGGAN を用いた個人識別

より高精度な磁気センサーを用いた心磁図ダミーデータの作成と、PGGAN と WGAN による個人認証の実験を行った。ピークボトムの落差によるピーク検出において、PGGAN と WGAN を使用した実験で平均識別精度を比較すると、WGAN に比べ PGGAN の方が高い識別精度を多く得ることができた。しかし、最も高い精度である 61.000%を得たのは WGAN で

あり、2.2 で得た 74.864%を下回る結果となった。

3 先行研究の課題

PGGAN と WGAN を使用したピークボトムの落差によるピーク検出では、最も高い精度が 61.000%と、一般的な署名認証精度である 99.74995%識別精度を得られなかった。より高い識別精度を取得するには、別の手法を試す必要がある。本稿では WGAN を使用して、R波ピーク検出による識別精度を取得することで、先行研究のピークボトムの落差によるピーク検出との比較を行った。

4 実験方法

先行研究のピークボトムの落差によるピーク検出と結果の比較を行うため、電子工学科で作成した 15 人分の心磁図ダミーデータを用いて、R波ピーク検出による識別精度を取得した[1]。使用するモデルは WGAN であり、環境は Google Colaboratory とした。先行研究と比較を行うため、「エポック数」「バッチサイズ」「学習率」「Dropout」「Leaky ReLU」は表 1 の値とした。

表 1 設定値

エポック数	3500
バッチサイズ	64
学習率	0.0001
Dropout	0.2
Leaky ReLU	0.2

表 1 のように値を設定し、R波ピーク検出による識別精度を取得し、ピークボトムの落差によるピーク検出の識別精度との比較を行った。

5 実験結果と考察

ピークボトムの落差によるピーク検出と R波ピーク検出の識別精度は、それぞれ表 2 と表 3 のようになった。表 2 と表 3 より、ピーク検出の違いによる平均識別精度を比較したグラフを図 2 に示す。

表 2 と表 3 より、最も高い識別精度を取得したのはピークボトムの落差によるピーク検出であり、高い

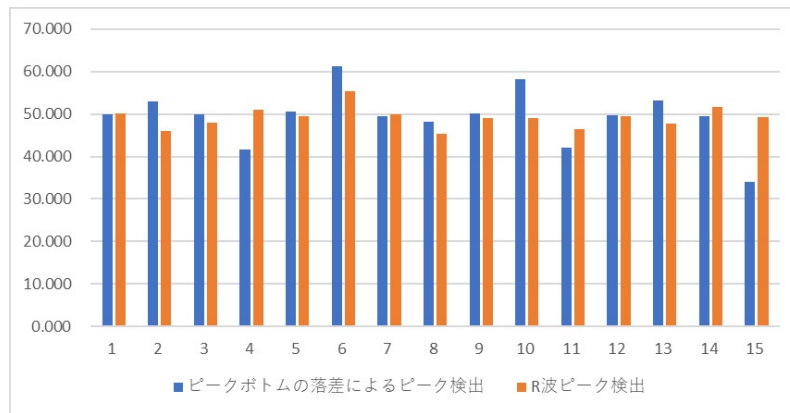


図 2 ピーク検出の違いによる平均識別精度の比較

表 2 ピークボトムの落差によるピーク検出で取得した識別精度 [%]

被験者	1 回目	2 回目	3 回目	平均
1	49.958	49.750	50.000	49.903
2	62.833	50.000	46.083	52.972
3	53.042	50.000	46.708	49.917
4	42.500	37.125	45.542	41.722
5	49.917	52.125	49.958	50.667
6	50.000	83.833	50.000	61.278
7	50.000	50.000	48.625	49.542
8	50.000	26.833	67.750	48.194
9	49.917	50.208	50.292	50.139
10	74.042	50.458	50.000	58.167
11	49.875	49.958	26.667	42.167
12	49.917	50.000	49.167	49.694
13	59.500	49.830	50.000	53.111
14	48.833	50.000	49.667	49.500
15	25.417	42.917	33.667	34.000

表 3 R 波ピーク検出で取得した識別精度 [%]

被験者	1 回目	2 回目	3 回目	平均
1	50.123	50.056	49.987	50.055
2	45.876	48.987	43.324	46.062
3	44.123	49.674	49.875	47.891
4	49.921	50.025	52.874	50.940
5	54.432	43.654	50.231	49.439
6	52.987	55.124	58.231	55.447
7	46.987	48.452	54.123	49.854
8	41.235	60.124	34.981	45.447
9	49.879	49.872	47.321	49.024
10	47.423	49.564	50.234	49.074
11	41.123	47.678	50.789	46.530
12	50.342	47.998	50.129	49.490
13	49.891	42.432	50.762	47.695
14	49.563	50.983	54.678	51.741
15	49.812	50.235	47.789	49.279

識別精度になる人数が多かったのは、ピークボトムの落差によるピーク検出の方であった。この理由は、R 波ピーク検出では取得できなかったピークが、ピークボトムの落差によるピーク検出では取得できたためである。

被験者番号 15 のデータでは、ピークボトムの落差

によるピーク検出の識別精度が、著しく低いことが確認できる。この理由は、R 波ピーク検出では振幅の最大値から 50 % の値になるように閾値を動的に設定したことに対し、ピークボトムの落差によるピーク検出では閾値を固定してしまったため、データによってはピークを取得することが難しいと考える。

R 波ピーク検出ではより適した閾値に設定し、ピー

クボトムの落差によるピーク検出では閾値を動的に設定することで、より多くのピークを取得できると考える。さらに、R波ピーク検出とピークボトムの落差によるピーク検出を組み合わせることで、より多くのピークが検出可能になり、識別精度が向上すると考える。

6 まとめと今後の課題

R波ピーク検出とピークボトムの落差によるピーク検出を比較した結果、ピークボトムの落差によるピーク検出の方が最も高い識別精度を取得した。しかし、一部の被験者データでは、R波ピーク検出の方が高い識別精度を取得できたことから、ピークボトムの落差によるピーク検出が常に最適であるとはいえない。

最高識別精度は向上しなかったが、一部のデータでは識別精度の向上が見られ、GANを用いたピーク検出が個人認証において有効である可能性が示唆されたため、本稿の目標であった「GANを用いたピーク検出によって識別精度を向上させ、心磁図の情報が個人認証に利用可能であると明らかにすること」は一部達成できたといえる。今後、より識別精度を向上させるためには、本稿で取得できなかったピークを取得する必要がある。その方法としては、閾値の設定の見直しや別のGANを用いること、およびR波ピーク検出やピークボトムの落差によるピーク検出以外のピーク検出方法を試すこと、などが考えられる。

参考文献

- [1] 芦澤好人, 今池健, 五味悠一郎: MI センサシステムによる模擬 MCG 信号の検出及び GAN を用いた生体個人識別, 日本大学理工学部理工学研究所研究ジャーナル, Vol. 2023, No. 151(2023), pp. 151.1–151.12.
- [2] Baule, G. M. and McFee, R.: Detection of the magnetic field of the heart, *American Heart Journal*, Vol. 66(1963), pp. 95–96.
- [3] 堀米仁志, 安積瑞博, 重光貞彦, 高橋実穂, 久保武士, 三井利夫, 神島明彦, 塚田啓二: SQUID 磁束計を用いた胎児心磁界計測, 日本新生児学会雑誌, Vol. 33, 1997, pp. 371–377.
- [4] 堀米仁志 Wakai, T. R.: 胎児心磁図の基礎と臨床応用, 日本小児循環器学会誌, Vol. 19, No. 2, 2003, pp. 468–475.
- [5] Izumida, N., Asano, Y., Hosaki, J., Hiyoshi, Y., Sakurada, H., Motomiya, T., Kawano, S., Sawanobori, T., and Hiraoka, M.: Non-dipolarity of heart potentials estimated by magnetocardiography in normal subjects, *Japan Heart Journal*, Vol. 39, No. 6(1998), pp. 731–742.
- [6] Kariniemi, V., Ahopelto, J., Karp, P. J., and Katila, T.: The fetal magnetocardiogram, *Perinatal Medicine*, Vol. 2(1974), pp. 214–216.
- [7] 国立研究開発法人国立循環器病研究センター: 心磁図に関する研究, https://www.ncvc.go.jp/res/divisions/cardiovascular_dynamics/12-theme03, 参照 2024/02/24.
- [8] 国立研究開発法人国立循環器病研究センター: 心磁図検査, <https://www.ncvc.go.jp/hospital/section/treatment/laboratorymedicine/physiofunction/detail12/>, 参照 2024/02/24.
- [9] Technologies., T. D.: <https://product.tdk.com/ja/techlibrary/developing/bio-sensor/index.html>, 参照 2024/02/27.