

就寝時の非拘束な心電計測システムに向けた 姿勢毎の自動電極選択法の提案

八重樫, 拓真 / YAEGASHI, TAKUMA

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学研究科編

(巻 / Volume)

65

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

6

(発行年 / Year)

2024-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00030721>

就寝時の非拘束な心電計測システムに向けた 姿勢毎の自動電極選択法の提案

Automatic Electrode Selection Method per Posture
for Unconstrained Electrocardiogram Measurement During Sleep

八重樫拓真

TAKUMA YAEGASHI

指導教員 中村壮亮

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

Holter electrocardiographs, which are commonly used for long-term electrocardiographic measurements, are not necessarily suitable for long-term measurements during sleep because the electrodes are directly attached to the skin, causing discomfort and constraint feelings. To handle this problem, electrocardiogram measurement using capacitively coupled electrodes, which do not require direct skin contact, could be an alternative. Therefore, the authors have been working on the realization of a novel electrocardiogram measurement system using capacitively coupled electrodes arranged in an array. The major feature of this system is the ability to measure both body posture and electrocardiogram with common electrodes arranged in an array, and by selecting the most effective electrodes based on the measured posture, it can make electrocardiogram measurements corresponding to the posture changes. This paper shows examples of electrode selection in the supine and prone positions. In addition, we will conduct measurements over a continuous period of time, define an evaluation method for the obtained ECGs, and confirm the system operation that switches when an appropriate ECG is not obtained or when the posture is changed.

Key Words : ECG measurement, Automatic selection, Capacitive electrode, Bed sensor

1. 序論

近年、少子高齢化が進行し、その結果、病院にかかる人々が増加している。このような社会的変化に伴い、医療費の増大や医師の負担が大きくなっている。このような状況下で、予防医学の重要性がますます高まっている。予防医療は一次予防、二次予防、三次予防に分類され、早期の健康維持や疾病の予防に努めている。特に、日常的な生体信号のモニタリングは、二次予防の一環として、疾患の早期発見に貢献している。また、心疾患は日本において死亡率が高く、その中でも心房細動は重要な要因である。心房細動兆候の早期発見は、病状の悪化を防ぐ上で重要であるが、心房細動の兆候は常に現れているとは限らない。したがって、医療機関での計測時に症状が起こらない場合が考えられ、日常的な計測が必要である。日常生活中における心電計測機器例として、ホルター心電計などがあげられる。一般的な心電計測では、電極を任意の位置に張り付けを行い、心電図を得ている。しかし、この方法では電極を皮膚に直接貼り付ける必要があり、拘束感や不快感が生じるため、容量結合型電極を利用する心電計測手法があげられる。容量結合型電極を利用する心電計測では、衣服、人体、電極間で容量結合することでコンデ

ンサを形成し、電気的な接続を実現している。これにより装着の手間なく非拘束での心電計測が可能となる。近年、容量結合型電極をベッドまたはシーツに敷設し、就寝時における非拘束な心電計測を行っている例はいくつかあげられる [1],[2],[3]。容量結合型電極は、心電計測のみではなく静電容量計測も行うことが可能なため、ベッド上における対象者の姿勢情報が取得可能である。姿勢情報を取得することのメリットは、在宅介護環境において、動けない患者や虚弱な高齢患者の褥瘡の発生を防ぐことが可能になる点である。また、容量結合型電極による心電計測は、接触状態による影響を受けやすく、対象者の姿勢、位置が変化した場合に、心電図を得るためには変化後に適した電極を都度選択する必要がある。対象者の睡眠状態を常に監視し、寝返りなどの体動が起こる度に電極を選択する必要があることは結果として周囲の人間の負担となってしまう。従ってこれらを自動で行うことは、周囲の人間の負担を減らし、対象者においても負荷の少ない計測が可能となる点から、不可欠であると考えられる。

2. 関連研究

容量結合型電極を用いた心電計測において、植野らは、電極の幅をベッドの幅と同サイズに設計し、姿勢変化にある程度まで対応可能なシステムを提案している [1]。この構成では、体格による電極配置が必要であり、ベッドの上下方向への姿勢変化に対応しづらく、体格や姿勢変化に対するロバスト性には改善の余地がある。また、Ivan らは、心電計測のために心電図ベースによる電極選択を行い 72.5%の精度を得ているが、その精度には電極選択や心電図評価において向上の余地がある [2]。中村らは、容量結合型電極をベッド状に配置し、いくつかの睡眠姿勢において任意の電極による心電計測を行った [3]。

3. 研究目的

本研究では、体格および姿勢変動にロバストな就寝時の心電計測を目的としている。このシステムの特徴は、姿勢と心電の計測を共通の電極で実現可能な点である。さらに、計測された姿勢に基づいて心電計測に有効な電極の選択を行うことにより、心電計測に有効な電極を全電極から総当たりで確認する必要なく、姿勢変動に追従した心電計測が可能である。したがって本稿では、非拘束な心電計測システムの実現のために、仰臥位時、側臥位姿勢時における自動電極選択法の例を挙げ、心電計測の結果を確認する。さらに得られた心電図に対する評価手法を定め、継続的な計測におけるシステムの動作を確認する。

我々の研究目標の実現のために以下は欠かせない。

- 1) 容量値算出によりシルエット画像を生成する
- 2) 得られたシルエット画像から姿勢推定を行う
- 3) 得られた姿勢推定結果によって姿勢毎の自動電極選択法の適用
- 4) 得られた電極における心電計測の実施・評価

本稿では、3)-4)を考案し、中村ら [3]、神山 [4] が取り組んだ 1),2)との接続を行った。まずは測定原理について示し、その後3)を検討する際に利用した4)における取得心電図に対する評価手法を示す。次に3)の仰臥位、側臥位における電極選択方法をそれぞれ示し、選択電極による心電計測結果(4)も示す。最後に1)-4)を接続したシステムの動作確認を行い、姿勢変化に対応した心電計測が行われていることを示す。

4. 測定原理

(1) 心電図 (ECG:Electrocardiogram)

心電図とは、刺激伝導系(心臓内の洞房結節で発せられた興奮刺激が心臓の各部に伝わる)による電氣的興奮の伝達を体表電位の変化としてとらえたものである [5]。

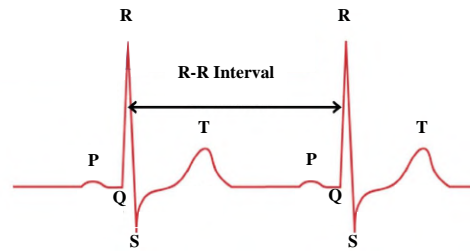


Fig. 1 心電図

心電図の波形(図1)は、最初のピークから順にP, Q, R, S, T波となっており、それらの波形は心臓の各部位の活動が反映されている。したがって、波形に異常があった際、対応した部位に異常が発生していることを読み取ることが可能である。例えば、RRI(R-R Interval)を読み取ることで心拍間隔が分かり、これは不整脈の診断にも利用される。心電図は、適切に配置された電極間の電位の変化から読み取ることが可能である。その電極の配置方法が誘導法と呼ばれ、複数の種類が存在している。一般的に医療機関で行われる心電計測では、四肢に一つずつと胸部に六つの電極を配置した標準十二誘導法が用いられている。一方で、長時間の計測を行う際には、電極数を減らす。例えば、5点誘導法や3点誘導法があげられる。電極数を減らすことで容易な計測が可能になるが、得られる情報量が少なくなってしまうという欠点もある。本稿では、[6]より、3点誘導法の内、R波のピークが最も高く、PQST波に関しても大きな振幅が確認できる第II誘導法を参考にする。

(2) シルエット測定原理

本研究では、人体と電極間の静電容量の計測を行うために定電流源とADコンバータを搭載するマイコン(Microchip社製;PIC18F25K22)を用いる。静電容量C(F)のコンデンサに電流I(A)を時間t(s)印加するときのコンデンサに充電されている電圧V(V)の関係は、式(1)で表され、I,tが任意に定められる場合(本稿では、I=5.5 uA, t=400 usと設定)、Vを計測することでCが算出可能である。

$$C = \frac{I \times t}{V} \quad (1)$$

(3) 容量結合型電極における心電計測

心電計測回路では、信号の増幅およびノイズの除去のために計装アンプ、高域および低域通過フィルタ、ノッチフィルタ、反転増幅器を用いて回路を構成した。同回路を利用した容量結合型電極における心電計測については、中村らが従来の心電計測とほぼ同様の波形を確認している [3]。

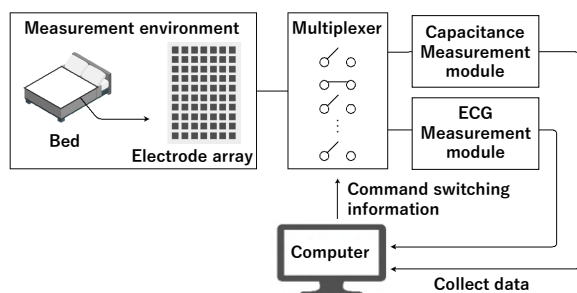


Fig. 2 非拘束な心電計測システム構成のブロック図

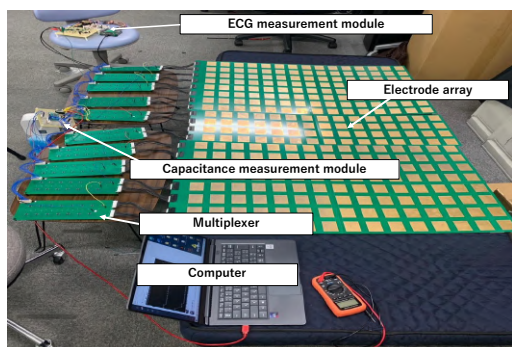


Fig. 3 実機セットアップ後の非拘束な心電計測システム

(4) 電極アレイを用いた計測システムの概要

就寝時の被験者の心電と姿勢を計測するため、図2に示すセンサを利用する。また、センサ部を含むシステムの全体風景を図3に示す。提案センサは、アレイ状に配置された各電極をマルチプレクサにより心電計測モジュール 3ch(+GND) および静電容量計測モジュール 1ch の計 4ch の接続先に任意に切り替え可能なものとなっており、ベッド上に配置された電極アレイ上に横たわるだけで心電と姿勢の両方が計測可能なものである。

5. 提案手法

本研究における実験は、法政大学研究倫理委員会の承認を得て実施した。まずは姿勢毎の電極選択法の必要性について述べる。中村ら [3] は、取得シルエットとそれぞれのシルエットにおいて任意で選択した電極における心電図を示した。姿勢毎に電極配置が異なっていることが読み取れる。各姿勢においては、同様の配置で明瞭な心電図が得られている。また、同様の電極位置における心電図計測であっても、電極と被験者との接触度合いの差により、得られる心電図が異なっている。従って、容量結合型電極を利用した心電計測においては、電極の位置・接触ともに考慮する必要がある。電極位置を考慮するうえで、姿勢毎に電極の選択

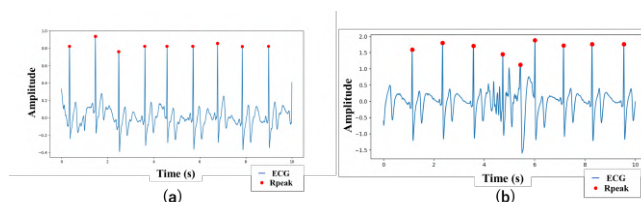


Fig. 4 2 種類の心電図 (a)(b) と R ピークの検出結果

方法が異なるため。我々は、仰臥位、側臥位の姿勢に対してそれぞれの選択アルゴリズムを提案する。

(1) 心電図評価手法

本稿を通じて、心電図の評価手法は、検出された R ピークに対する標準偏差とそこから算出される $cvR-R$ ($R-R$ 間隔の変動係数) を用いた [7]。R ピークの検出は、得られた csv を読み取り、python のライブラリである `find-peaks` を使い、`find_peaks` における各パラメータは、ピーク振幅閾値 \geq 同心電図内振幅最大値の $1/2$ 、ピーク間隔閾値 ≥ 0.4 s、 $7 \leq$ 正常ピーク数 ≤ 15 とした。検出された R ピークに対して標準偏差を求めることにより、求められた値が低い時、安定した RR 間隔を記録できていることが確認できる。また、R-R 間隔は一定ではなく、平均値の 10% 前後の標準偏差で変動は起こる [7]。従って、算出される $cvR-R$ は 10% 前後であると考えられる。ある csv に対しての R ピーク検出を適用した結果を図4に示す。

10s ウィンドウ内に波形の乱れが確認できる箇所がいくつか見られる。これは、被験者の体動や咳くしゃみなどの生理現象によるものである。計測時には必然とあらわれる挙動となり、R ピーク検出や求められる標準偏差に対しても影響が及ぶ。しかし、これらによる波形乱れはその後正常に回復することが多く、一時的な乱れであると考えられる。したがって、これらの乱れにより評価指標である標準偏差が乱れても得られている電極選択は適している状態を保っていると考えられる。したがって、一度の標準偏差の乱れに関しては許容し、連続した $10s \times 2$ のウィンドウとともに標準偏差値が閾値を超えている場合、現在の選択電極は不適切であると判断し次の電極選択への切り替えを行うこととする。

(2) 自動電極選択方法

本稿では、計測した静電容量から識別された人体姿勢毎の電極選択アルゴリズムについて説明する。

6. 仰臥位時の電極選択

(1) 胸部領域抽出

まず、被験者の胸および上半身範囲の抽出を行った。上半身範囲は、被験者のシルエット最上部と最下部を

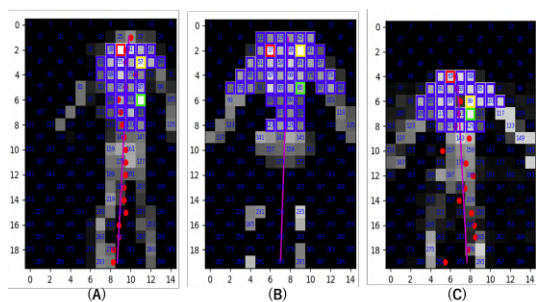


Fig. 5 A-Cにおける電極選択結果

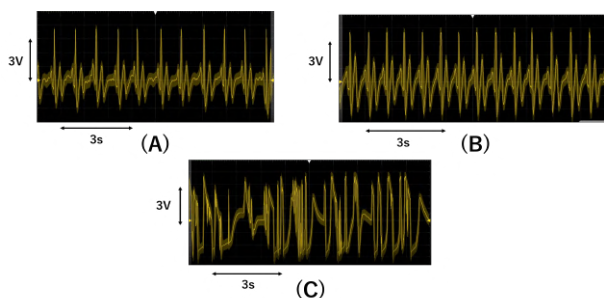


Fig. 6 A-Cにおける心電図

比較し、その中間以上を上半身範囲とした。上半身範囲において、心電計測の電極選択を行うために腕や手の部分は不要である。腕や手に比べて胸は太いことを利用した。具体的には、胸は電極3つ以上の横幅を取るが、腕や手は電極2つ以下の横幅を取っている。よって、容量値を行ごとに横一列の3点以上連続で容量値が確認できた際、その電極は被験者の胸に触れているとして青いボックスで囲み出力した結果を図.5に示す。

(2) 体軸の検出

次に体軸の検出を行い、体の左右識別に利用する。体軸の検出は、行ごとに容量値が確認できた電極番号の平均番号をとり(赤点)、赤点を一次に近似した(マゼンダ線)。結果を図.5に示す。

(3) 電極選択

結果を用いて、第II誘導の位置関係に基づく以下の条件を設定した。

- 1) +電極選択範囲：被験者の右半身かつ上半身上部
 - 2) -電極選択範囲：被験者の左半身かつ上半身下部
 - 3) GND電極選択範囲：被験者の左半身かつ上半身上部
- さらに、以上の範囲条件に該当する電極の内、接触度合いが強いもの、つまり容量値が最も高くなっている電極番号を選択した(図.5)。

この選択結果による心電図を図.6に示す。

また、比較対象として容量値が二番目に高い電極番号も考慮にいれ、1)内で最も容量値の高い電極番号を+1,2番目に容量値の高いものを+2とし、2),3)内でも-

Table1: 電極組み合わせグループ

group	+	-	G	Accuracy(%)
1	1	1	1	83.9
2	2	1	1	78.4
3	1	2	1	68.4
4	2	2	1	75.4
5	1	1	2	79.2
6	2	1	2	70.5
7	1	2	2	65.4
8	2	2	2	69.0

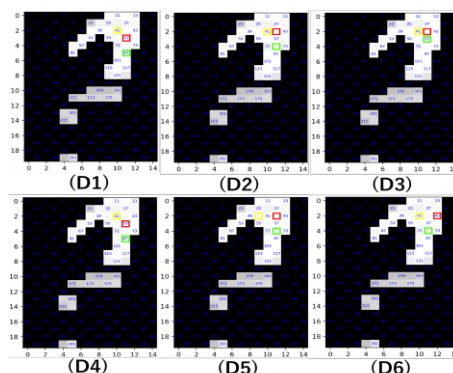


Fig. 7 側臥位姿勢 D における電極選択

1,-2,G1,G2を決定した。そして、それぞれを組み合わせた group1-8を作成し、それぞれにおける心電計測結果をまとめた。(表1)

表1より、Group1の組み合わせが最も高い明瞭な心電図取得率を得た。したがって、我々は得られたシルエット情報から胸体部分を抽出し、第II誘導法に基づいた電極選択においてそれぞれの範囲内から最も接触状態の良い電極を選択することとする。

7. 側臥位時の電極選択

側臥位時における心電計測を行った例が少ないため、まず任意の電極選択を行い、得られる心電図を確認した。図.7, 図.8にある被験者による例を示す。

得られた計測結果より、接触状態の良い電極から心電計測に用いる電極を選択することが好ましいと考えられる。従って仰臥位同様、シルエット画像から胸部領域の絞り込み、電極選択を行う。

(1) 胸部領域抽出

まずは、仰臥位時と同様に得られたシルエットから腕及び脚部分を除外し、胸体部分を抽出する必要がある。対象者は側臥位であるため仰臥位時には幅のあった胸体部分も細くなっている。よって2マス以上の幅を占めているものとした。しかし、これだけ

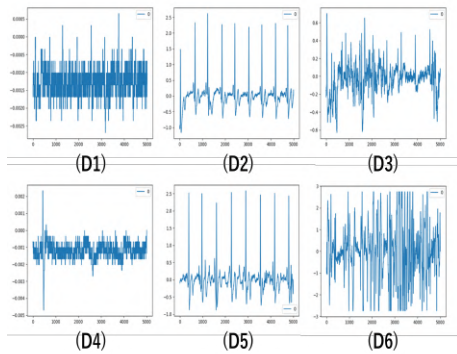


Fig. 8 側臥位姿勢 D における心電図

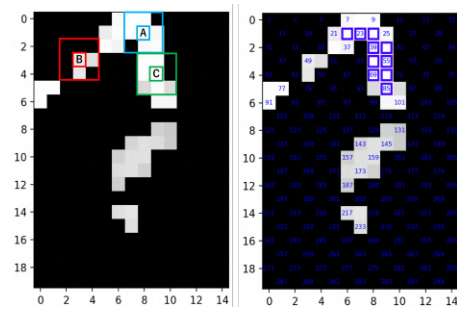


Fig. 9 側臥位姿勢 E における周辺電極の参照および胸部領域絞込み

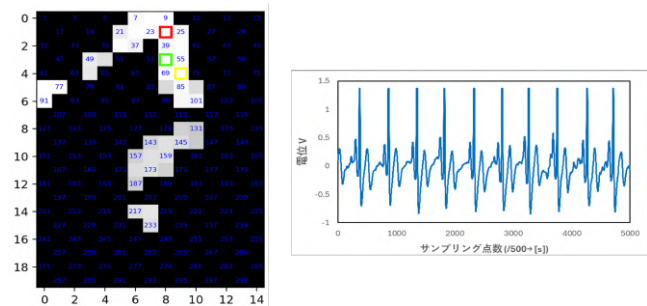


Fig. 10 側臥位姿勢 E における電極選択結果と心電図

では腕部分も含んでしまうことが考えられる。したがって、対象電極の周囲電極で容量値が確認された電極数を参照することとした(最大値は 8)。周囲電極の参照例は図.9 に示す。

ポイント A,B,C においてともに上半身範囲かつ横幅が 2 マス以上に該当しているが、周囲電極を参照した際にポイント A は 6,B は 2,C は 6 となっている。以上のことを考慮し、周囲電極参照値が 5 以上であれば胸部領域周辺であると考えられる。

(2) 電極選択

胴体抽出を行い、範囲内において容量値が高い順番に電極を選択し、計測を行った。心電図結果と評価手法を適用した結果を図.10 に示す。

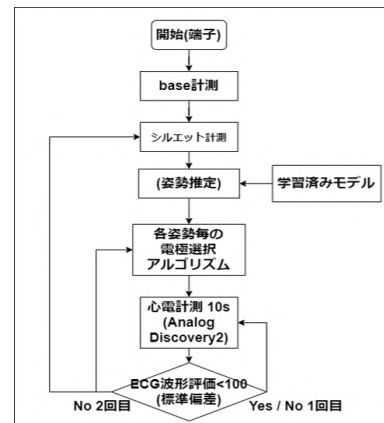


Fig. 11 全体実験プログラムフローチャート

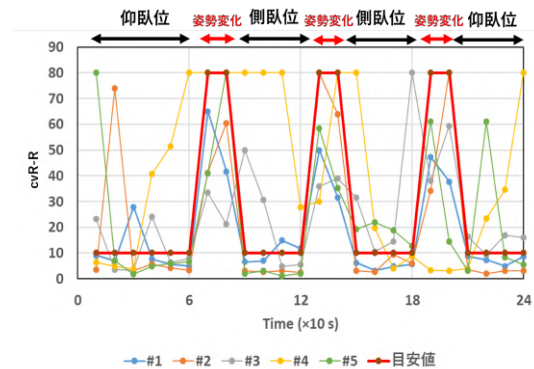


Fig. 12 被験者毎の時間に対する cvR-R

8. 全体実験

本稿では、姿勢変化に対応した電極選択が行われていること、その結果得られる心電図が明瞭であること、評価手法において正しく評価されていることを確認する。実験におけるフローチャートを図.11 に示す。

まず、base 容量の測定を行う。同実験において得られるシルエットはこの base 容量との差分を算出したもので示される。その後被験者に仰臥位に寝てもらい、シルエット計測を行う。得られたシルエットから姿勢推定および電極選択を行う。姿勢推定については、神山 [4] の用いた手法を参考にし、事前に学習させた(学習データは 3200 枚)。その際、別途用意した評価データ (800 枚) による精度は 97.5%であった。その後、選択された電極による心電計測及び心電図評価を行う。評価の結果によってその後のシステムの動きは異なり、同電極において計測を繰り返す場合とシルエット計測から再計測を行う場合とに分かれる。被験者は 5 人とした。被験者には仰臥位 1 分側臥位それぞれ 1 分仰臥位 1 分の指示を行った。10s 毎に算出した RR 間隔の標準偏差と cvR-R を表した図をそれぞれ図.12, 図.13 に示す。

(1) 全体実験評価

標準心拍数は 60 とし、RR 間隔の変動は 10%前後で起こっていることから、RR 間隔の標準偏差の目安値は

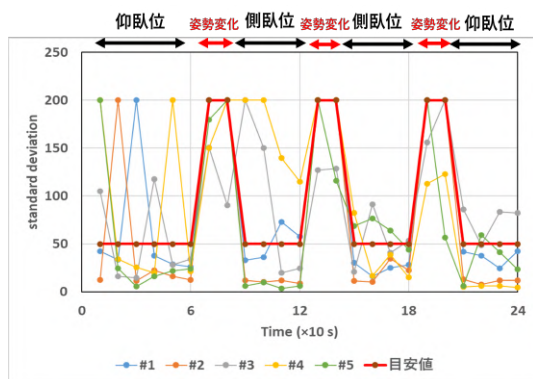


Fig. 13 被験者毎の時間に対する R-R 間隔標準偏差

50, cvR-R の目安値は 10 とした。また、視認性を高めるため図.12, 図.13 においてそれぞれの最大閾値を 80, 200 とし、計測値が閾値を超えた値は閾値に変更した。被験者#4 においては、初めの仰臥位から側臥位への姿勢変動の際に、最大値を数十秒間記録している。これは、側臥位への姿勢変動が起こり、システムはそれを検出したが、その後の姿勢推定により、側臥位のシルエット画像を仰臥位であると推定し、仰臥位の電極選択を行ってしまったため、明瞭な心電図が得られなかったことが要因である。他にも初めの仰臥位や側臥位において、いくつか最大値を記録している点があるが、これは被験者の体動や咳、くしゃみなど生理現象による一時的な乱れでありその後は収束している。したがって、電極選択自体は正常に動作、切り替えできていると考えられる。

9. 結論

本研究では、就寝時における非拘束の心電計測システムの実現に取り組んでいる。容量結合型電極における心電計測が、体動による影響を受けやすいことを考慮し、得られた心電図の評価次第で心電計測に用いる電極を検討するシステムを提案する。このシステムでは、姿勢と心電の計測を共通の電極で実現できる事が大きな特長となっており、計測した姿勢に基づいて心電計測に有効な電極を選抜する事で、姿勢変動に追従した心電計測を行うことが可能である。

本稿では、腹臥位を除いた仰臥位と側臥位において得られる姿勢情報から心電図を取得するための電極選択を自動で行うアルゴリズムをそれぞれ示した。また、取得心電図に対する評価方法を示し、姿勢変動が起こった場合それを検知し、新たな有効電極に切り替えるシステムを実装した。実験結果より、姿勢変動に追従した心電計測が行われていることが分かる。したがって、各姿勢における電極選択アルゴリズムやシステムの有用性は示せたと考えられる。

今後は長期間の計測やフレキシブル電極アレイによ

る計測を行うことで、長期間の計測による被験者への影響や睡眠の快適さを求め、心電計測システムの改善につながると考えられる。

謝辞: 本研究の遂行にあたり、中村壮亮教授には大変多くのご指導を賜りました。深く感謝申し上げます。森貞英彦氏には、定期的なディスカッションの機会を設けていただき、技術的な助言を多数いただくことで研究を円滑に進めることが叶いました。深く感謝申し上げます。最後に、被験者実験に協力及び快諾頂きました研究室の皆様、同研究室の同期並びに長い学生生活を支えてくださった両親に心より感謝申し上げます。

参考文献

- [1] Takano, Mayuko, Shinsuke Yamagishi, Takao Ohmura, Yutaka Fukuoka, and Akinori Ueno. "Non-contact simultaneous measurements of electrocardiogram and respiratory movements using capacitive sheet electrodes." *Advanced Biomedical Engineering* 6, 28-36, 2017
- [2] Castro, Ivan D., Aakash Patel, Tom Torfs, Robert Puers, and Chris Van Hoof. "Capacitive multi-electrode array with real-time electrode selection for unobtrusive ECG & BIOZ monitoring.", *In 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 5621-5624. IEEE, 2019.
- [3] Nakamura, Sousuke, et al. "Capacitively coupled electrode array sensors for body posture and ECG measurement during sleep.", *IEEE Access* 9, 24363-24372, 2021.
- [4] 神山直樹ジョン. "就寝時の非拘束な心電計測システムに向けたニューラルネットワークによる人体姿勢の識別". 法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編, 119(1), (62), 1-6. 2021.
- [5] 吉野秀朗, 深見公子. "ゼロからわかるモニター心電図". 成美堂出版, 2015.
- [6] Jang, Y., Noh, H. W., Lee, I. B., Song, Y., Shin, S., and Lee, S. "A basic study for patch type ambulatory 3-electrode ECG monitoring system for the analysis of acceleration signal and the limb leads and augmented unipolar limb leads signal". *In 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 3864-3867. 2010.
- [7] 横山清子, 牛田順一朗, 吉岡貴芳, 小関修, 渡辺與作, & 高田和之. "心電図の周波数情報を用いた心拍動の評価に関する提案". *電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌)*, 119(1), 63-69. 1999.