

2008年度 卒業論文

アームレスト型生体信号計測デバイス

2009年2月17日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
徳井隆博

主査: _____ 日付: _____

副査: _____ 日付: _____

概 要

センサネットワークとは、人や物の状況をセンサが認識し、センサ同士やセンサと周辺機器がネットワークを介して情報をやりとりするものである。センサネットワークの医療福祉分野での応用として、生体情報を無意識・無拘束で計測し、センサネットワークを介して生体情報を送受信や保存をすることで、健康管理などに役立てることが考えられている。本研究では、心電信号を無意識・無拘束で計測するシステムとして、アームレスト型生体信号計測システムの構築を行った。

構築システムは、アームレスト、アナログ回路、PCで構成される。アナログ回路は、右腕電極と左腕電極の入力電圧の差分を増幅する差動増幅器、カットオフ周波数が10-100Hzのバンドパスフィルタ、反転増幅器の三つで構成される。PCは、心電計測回路から得られた信号をAD変換器を通じてデジタル信号として取得する。PC上では、60Hzの電源雑音をデジタルフィルタを用いて取り除いた。また、実用の際には指の動きなどによる筋電や上肢・電極間の摩擦によって発生した大きな信号が心電に重畳してしまうことを利用し、大きな信号が多く発生した場合はユーザがキーボードを打っていると予測するようにした。

構築したシステムによって得られた計測波形と市販の電極を用いて得られた計測波形を比較する評価実験を行った。実験の結果、構築したシステムで市販の電極を用いた場合と同等のR波を検出できることが確認された。また、キーボードによる文書作成時に、ユーザがキーボードを打っている状態であると正しく検出できているかを確認する評価実験を行った。実験の結果、キーボードによる文書作成時には、筋電が大きな信号となることは稀であり、電極・上肢間の摩擦が大きな信号となることが確認された。したがって、ユーザのキーボードを打っている状態を検出することは困難であるが、静止状態は検出できることが分かった。

本研究により、アームレストに電極を設置することで心電を計測できることが明らかになった。今後、アームレストに様々なセンサを取り付けることで、デスクワーク中に無意識・無拘束で他の生体情報の計測が可能になることが期待される。

Abstract

Sensor network is a set of sensor nodes distributed over network for collecting environmental data. Sensor network is applicable for daily health care by measuring biological information without user's consciousness or restrain, and by managing series of measured data. This research develops armrest-mounted biological signal measurement system.

This developed system consists of armrest, analog circuit, and PC. The analog circuit, composed of instrumentation amplifier, band-pass filter, and inverting amplifier. It amplifies and filters ECG signal received from electrode attached on the armrest. The PC receives the amplified and filtered ECG signal through an AD converter as a set of digital data and, consequently, filters line electricity interference. In addition, when high voltage signal caused by myoelectric activity and friction generating between electrode and arms overlaps ECG, the system assesses that the user is typing.

The ECG signal obtained via the developed system was compared with ECG signal obtained via conventional electrode-based system. The result clears that the developed system can measure R-wave of ECG signal on an equal footing with conventional one. The author evaluates whether the system can specify the user's state. The result shows that the developed system detects high voltage signal caused by not myoelectric activity but friction between the electrode and arms. Consequently, it is difficult that the developed system assesses user's state based on only high voltage signal.

This research clears that armrest-mounted system has the possibility to measure ECG signal. The author foresees the research result initiates conscious-free biological information measurement during PC-related job via armrest for various biological signals.

目次

第 1 章	はじめに	1
第 2 章	心電図の無意識・無拘束計測	2
2.1	心電波形と心電計測	2
2.2	無意識・無拘束計測の例	5
第 3 章	無拘束心電計測システムの構築	8
3.1	システムの概要	8
3.2	アナログ回路の設計と実装	9
3.3	デジタルフィルタの設計と実装	15
3.4	ユーザの状態検出	16
第 4 章	信号の計測と評価	18
4.1	計測精度についての実験	18
4.2	ユーザの状態検出精度についての実験	20
第 5 章	おわりに	22
	謝辞	23
	参考文献	24

第1章 はじめに

センサネットワークとは、ユビキタスネットワーク社会実現のための基盤技術の一つであり、人や物の状況をセンサが認識し、センサ同士やセンサと周辺機器がネットワークを介して情報をやりとりするものである [1]。例えば、物流や防犯 [2]、医療福祉 [3-10] などの様々な分野において人の支援を行うことが考えられている。

センサネットワークの医療福祉分野における応用として、生体情報を無意識・無拘束で計測し、計測された生体情報をセンサネットワークを介して送受信や保存などをすることで、健康管理や病気の予測に役立てることが考えられている。無意識・無拘束な計測とは、ユーザに生体情報が計測されているということを意識させず、また、体にセンサを身に着けるなどの拘束なしに、周囲の環境中に埋め込まれたセンサで生体情報を計測するものである。無意識・無拘束な生体計測は、ビデオカメラ [3] や超音波 [4]、GPS [5] などを用いた非接触の計測と、トイレの便座 [6] やベット [7,8]、車のハンドル [9]、浴槽 [10] などにセンサを設置する接触の計測がある。非接触の計測は人の位置特定を目的とすることがほとんどであり、計測対象とする生体情報の種類は少ない。一方、接触の計測は、センサの種類とセンサを取り付ける場所により様々な生体信号の計測が可能である。計測対象とする生体信号の中でも、心電図を計測対象とするものは多い。

心電図を計測する最大の目的は、最も重要な臓器の一つである心臓の活動を把握することである。心電図の異常波形を検出することで、心疾患や電解質異常、刺激伝導障害といった病気を特定するための情報を得ることができる [11-14]。また、心電信号を周波数解析し、自律神経機能の影響による心拍動のゆらぎを調べることで、自律神経活動やユーザのストレス状態などを評価することができる [15,16]。さらに、心電図を生活の様々な場面で絶えず計測することで、心疾患などの病気やストレスから発生する体調不良を予防することができると考えられる。

本研究では、PC を使用しながらユーザの状態の予測に役立てることを目的として、無意識・無拘束で心電図を計測するアームレスト型生体信号計測システムを作成した。

2 章では、本研究と同様に生体信号を無意識・無拘束で計測した例と心電計測の手法について述べる。3 章では、本研究で作成したシステムの設計について述べる。4 章では、作成したシステムで計測した信号とその評価について述べる。5 章では、本研究の結論を述べる。

第2章 心電図の無意識・無拘束計測

本章ではまず、2.1 節で心電波形と心電計測の方法について述べる [17–19]。次に、2.2 節では、既に提案されている生体信号の無意識・無拘束計測システムを、本研究で作成したシステムとの比較のために紹介する [6, 8, 9]。

2.1 心電波形と心電計測

心電波形

心臓は図 2.1 のような形をしており、活動の際には電位差を生じる。心電波形は心臓の電氣的な活動を示したものであり、心電図は心電波形を記録した図である。心電波形は周期的なもので、図 2.2 のように、1 周期は P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波で構成されている。基線を活動電位 0V とし、P 波は心房の興奮期、QRS 波は心室の興奮期、T 波は心室の興奮が抑制される過程に表れる波形となっている。心電波形は図 2.3、0-100Hz の周波数成分で構成されており、10-30Hz が特に重要な周波数成分である [17–19]。

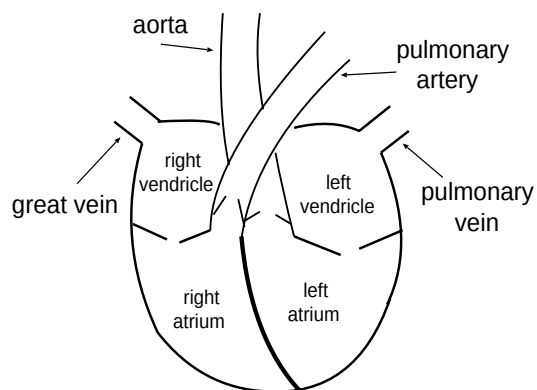


図 2.1: 心臓の概略図

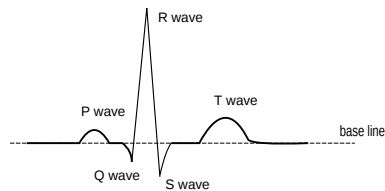


図 2.2: 心電図の波形

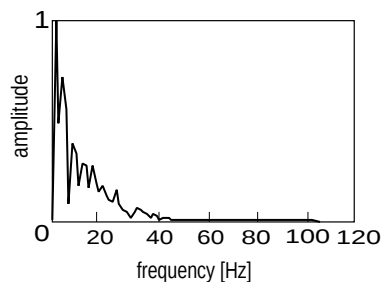


図 2.3: 心電波形のスペクトル ([20]Fig.5 より再構築)

心電計測

心電図は心臓が起電力源となって発生する電位差を記録したものであり、電極位置などによって計測される値が異なる。したがって、いくつかの電極を用いて様々な場所から計測する必要がある。心電図を体外から計測する方法として標準 12 誘導がある。標準 12 誘導は、胸部の 6 箇所にも電極を取り付ける胸部誘導と、左右上肢と左右下肢の 4 箇所にも電極を取り付ける肢誘導を合わせたものである。

胸部誘導は、単極誘導と呼ばれる起電力源と電極の間の電位差を計測するものである。胸部誘導の六つの電極の位置は図 2.4 のように、第 4 肋間の胸骨右縁 (V_1)、第 4 肋間の胸骨左縁 (V_2)、 V_2 と V_4 の中間点 (V_3)、第五肋間の鎖骨中線 (V_4)、 V_4 と同じ高さの前腋窩線 (V_5)、 V_4 と同じ高さの中腋窩線 (V_6) の 6 箇所である。胸部誘導では、心臓の水平方向の断面での電氣的活動を記録することになる [17–19]。

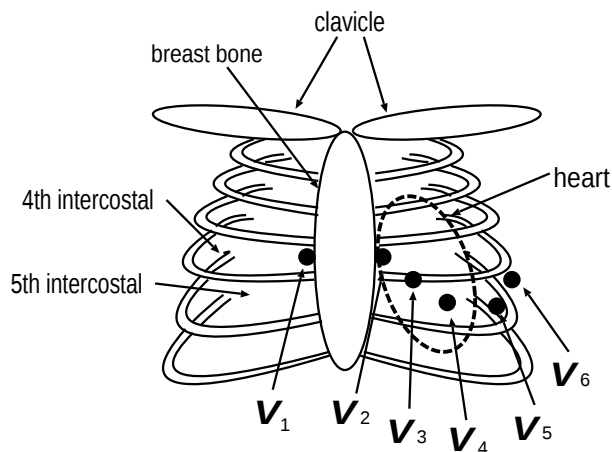


図 2.4: 胸部誘導の電極位置

肢誘導は、双極誘導と呼ばれる心起電力の影響が同等と考えられる部位に装着した二つの電極間の電位差を計測するものである。肢誘導では、左右上下肢の四つの電極のうち、右下肢を接地し、他の三つの電極間の電位差を計測する。図 2.5 のように、左上肢を (+)、右上肢を (-) としたものが *I* 誘導 (*I*)、左下肢を (+)、右上肢を (-) としたものが *II* 誘導 (*II*)、左下肢を (+)、左上肢を (-) としたものが *III* 誘導 (*III*) である。また、*I*・*II*・*III* 誘導から式 (2.1) を用い求められるのが単極肢誘導である。単極肢誘導は、右肩 (V_R)・左肩 (V_L)・左足 (V_F) に電極を付けたときの単極誘導とみなすことができる。肢誘導では、心臓の垂直方向の断面での電氣的活動を記録することになる [17–19]。

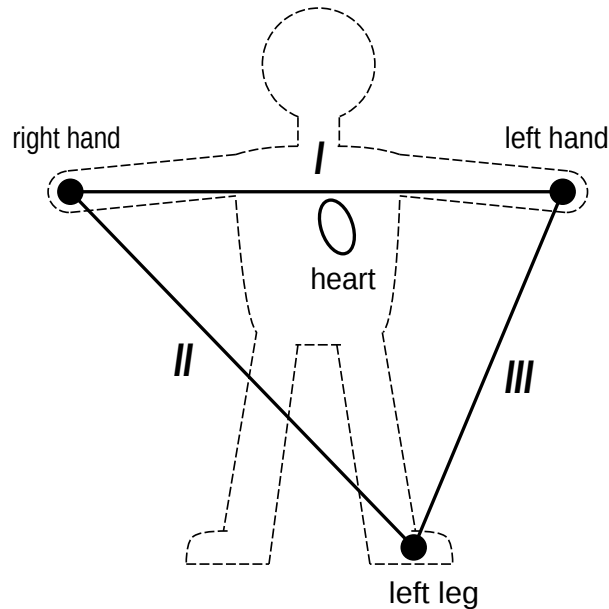


図 2.5: 肢誘導の概略図

$$V_R = \frac{I + II}{2}, \quad V_L = \frac{I + III}{2}, \quad V_F = \frac{II + III}{2} \quad (2.1)$$

標準 12 誘導では、 $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6, I, II, III, V_R, V_L, V_F$ の 12 種類の心電図が得られる。各誘導と心臓の部位との関係を表 2.1 に示す。胸部誘導は心臓の水平方向、肢誘導は心臓の垂直方向の断面の電氣的活動を記録したものであるので、十二誘導は心臓の活動を立体的に把握することができる [17–19]。

以上に述べたように、胸部誘導は心臓の周囲に電極を取り付けなければならないため、無拘束計測で心電計測を行うためには肢誘導が有効である。また、肢誘導のうち *I* 誘導は両上肢に電極を取り付けることで心電が計測できるため、最も簡単である。*I* 誘導から得られる心電波形には Q 波が現れることはほとんどないが、他の P 波・R 波・S 波・T 波は現れる。心電波形の R 波を計測し、R-R 間隔から心拍数求めて周波数解析を行うことで、ストレス状態の評価を行うことができ

表 2.1: 各誘導と心臓の部位の関係

誘導	見ている心臓の部位
I , V_L	左心室 (心臓の左側)
II , III , V_F	左心室の下壁 (心臓の下側)
V_R	右心室 (心臓の右側)
V_1 , V_2	右心室 (心臓の正面右側)
V_3 , V_4	心室中隔 (心臓の正面左側)
V_5 , V_6	左心室 (腋の下から見た心臓左側)

る [15,16]。また、心疾患の代表である、不整脈・狭心症・心筋梗塞・心肥大は、不整脈では R-R 間隔、狭心症・心筋梗塞では S 波と T 波の間である ST 部分、心肥大では R 波・ST 部分・T 波に異常値が表れた場合に予測される [11–14,17–19]。I 誘導では P 波・R 波・S 波・T 波を計測することができるため、I 誘導はストレスの評価や心疾患の予測に十分な情報を含んでいると言える。

本システムでは、ストレス評価や心疾患の予測に十分な情報を含んでいる、I 誘導を無意識・無拘束で計測するために、アームレストに電極を設置することとした。

2.2 無意識・無拘束計測の例

健康管理などのために、生活の中でセンサが無意識・無拘束に生体信号を計測し、計測した情報をネットワークを介して有用に扱うことが考えられている。センサを設置する場所と計測対象とする生体信号の組合せなどによって、多様なシステムが構築される。無意識・無拘束での生体信号計測システムについて既存の研究を以下に紹介する。

便座での血圧計測システム

近年、食の欧米化や運動不足によって、生活習慣病を患う人が増えてきている。生活習慣病の予防には、血圧の管理が重要とされている。田中ら [6] は、図 2.6 のように便座に反射型光電センサとバルーン型センサを取り付けることで血圧を計測できるシステムを提案した。このシステムでは、従来のカフを巻くなどの煩わしい操作を必要とせず、便座に座るだけで無意識に血圧が計測できる。実用化のための課題として、計測可能なタイミングが安静時のみに限定されること、血圧を導出するために、大腿部と心臓の位置関係を検出する計測器が必要があることなどが挙げられている。

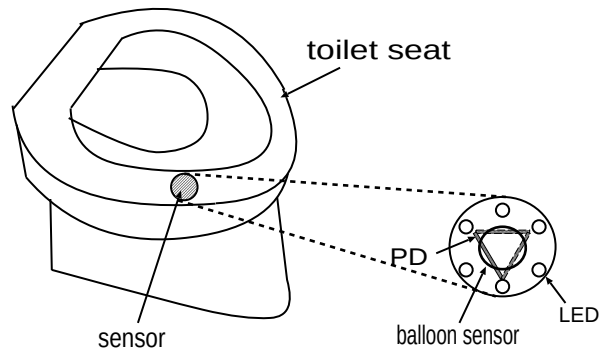


図 2.6: 便座型型血圧計測デバイス

ベッドでの呼吸・体位計測システム

睡眠時無呼吸症候群 (SAS : Sleep Apnea Syndrome) は、睡眠時に呼吸が止まった状態が断続的に繰り返される病気である。SAS を患っている場合、日中に眠気や集中力の低下が感じられるだけでなく、心疾患や脳卒中を引き起こす場合がある。西田ら [8] は、睡眠中の呼吸及び体位の計測によって SAS の検出、予防ができることに注目し、図 2.7 のように、ベッドに圧力センサを格子状に並べて設置することで、呼吸や体位を無拘束で計測するシステムを提案した。このシステムでは、従来のようにユーザの体に加速度センサ取り付けの必要がなく、ベッドに寝るだけで体位や呼吸を計測することができるという利点がある。一方、足の位置によって圧力センサの計測した圧力の分布が変化し、体位が誤検出されるという欠点がある。

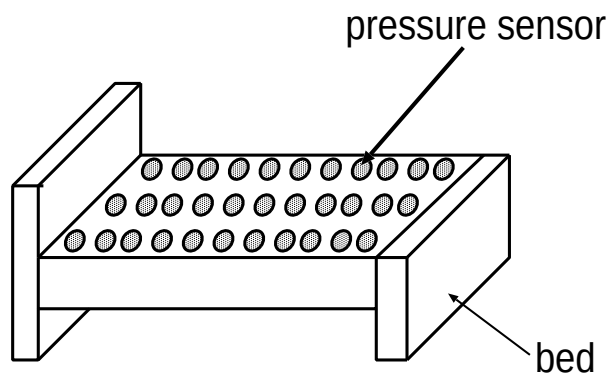


図 2.7: ベッド型型呼吸・体位計測デバイス

車のハンドルでの心電計測システム

自動車による交通事故の原因として、運転者の疲労の蓄積などによる不注意の割合は少なくない。また、高齢化の進行により、運転者の心疾患に起因する事故の増加も危惧されている。柳平ら [9] は、心電計測によってストレスや疲労、心疾患の兆しを検出し、運転者に注意を促すことで事故を未然に防ぐことができると考え、図 2.8 に示すようにハンドル全体を二つの電極とすることで、運転中に無意識・無拘束で心電を計測するシステムを提案した。このシステムでは、電極を心臓近辺の肌上に張り付けるなどの必要がなく計測ができるという利点がある。一方、計測時の体勢が両手でハンドルを握っている状態に限定されるという欠点がある。

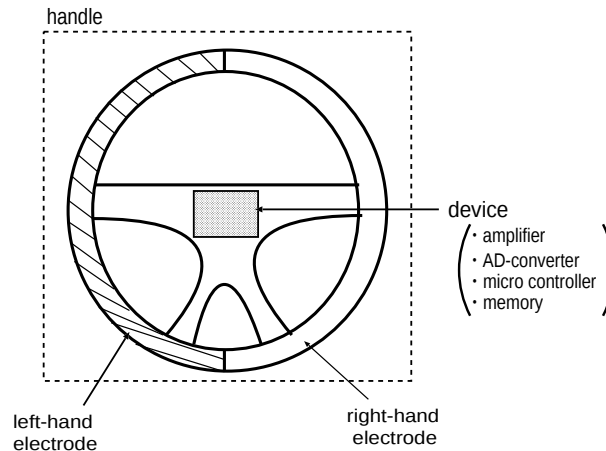


図 2.8: ハンドル型心電計測デバイス

以上に述べたように、無拘束計測では計測するために電極を取り付けるなどの手間がなくなり、生体信号を計測する際の抵抗が軽減されるため、長期の健康管理に有効である。しかし、計測対象とする生体信号によっては、便座での血圧計測システムのように大退部と心臓の位置関係という付加的な情報の計測が必要であったり、ハンドルでの心電計測システムのように計測するためにユーザの体勢が制限されたりする。また、ユーザの状況によっては計測ができなかったり、他の信号が大きな雑音として重畳してしまうことがあるので、計測された信号から雑音を除去したり、ユーザの状態を検出し、雑音の少ない部分のみを抽出する必要がある。

本システムでは、付加的な生体情報を計測する必要がないため、心電図を計測対象とした。また、近年、デスクワークにおいてPCの使用時間が増えていっていることに注目し、PCを使用している際に無意識・無拘束で心電計測を行うことを考えた。さらに、ユーザがキーボードを打つ場合、自動的に上肢と電極の位置関係が固定できるという特徴を活かして、アームレストに電極を設置することとした。

第3章 無拘束心電計測システムの構築

本章では、作成したアームレスト型生体情報計測システムについて述べる。3.1 節でシステムの概要について述べ、3.2 節でアナログ回路部の設計について、3.3 節でデジタルフィルタ部の設計について述べる。

3.1 システムの概要

作成したシステムの概要を図 3.1 に、アームレストの写真を図 3.2 に示す。まず、アームレストに設置した 2 枚の銅電極で、肢誘導の I 誘導を計測する。電極で計測された心電は非常に微弱であり、また、雑音が多く重畳しているため、アナログ回路で計測された信号の増幅とフィルタ処理を行う。次に、PC で信号の解析などを行うために、アナログ回路の出力信号を AD 変換器でデジタル信号に変換する。最後に、得られたデジタル信号の雑音をさらに低減するためにデジタルフィルタ処理を行った。また、大きい信号が多く発生した場合には、ユーザがキーボードを打っている状態であると予測するようにした。

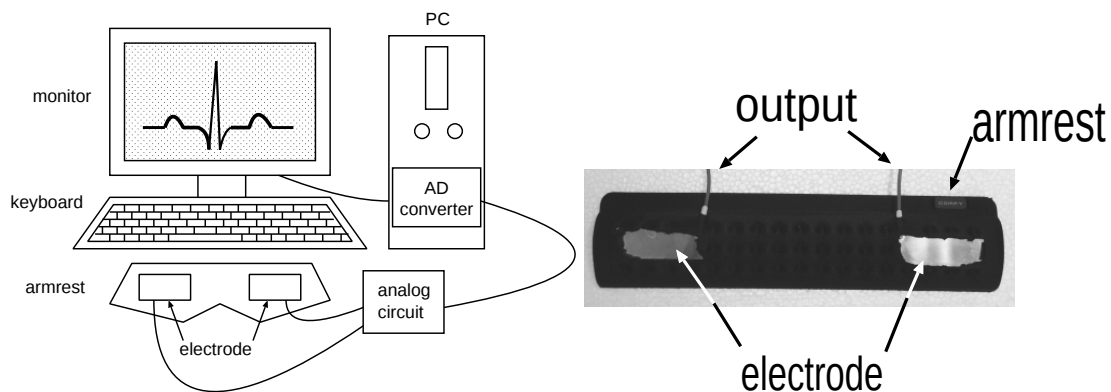


図 3.2: アームレストとアナログ回路

図 3.1: システムの概略図

3.2 アナログ回路の設計と実装

心電信号は数百 μV -数 mV 程度の非常に小さな信号であるため、AD 変換する前に増幅しておく必要がある。また、必要な周波数帯の信号だけを取り出すことで雑音を低減することができる。作成したアナログ回路の写真を図 3.3 に、ブロック図を図 3.4 に示す。

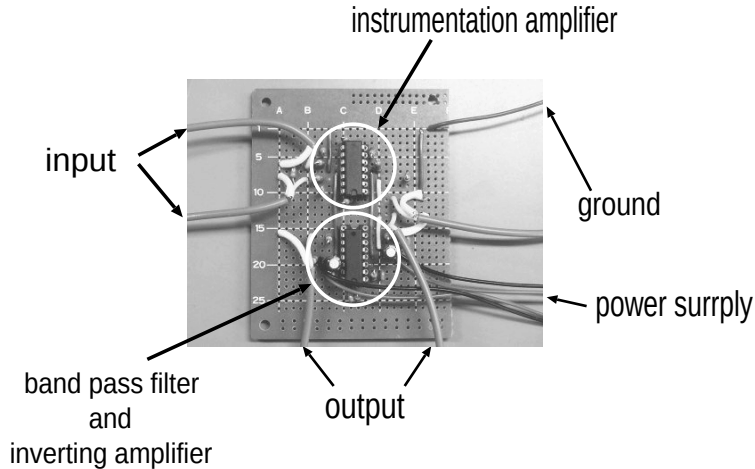


図 3.3: アナログ回路

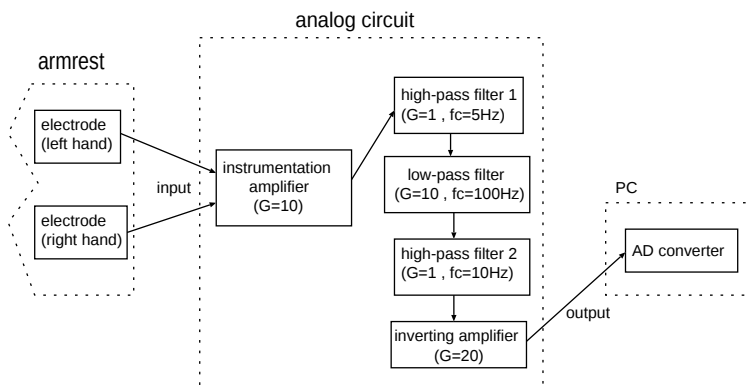


図 3.4: アナログ回路のブロック図

アナログ回路は、まず、差動増幅器により左右上肢にあたる 2 枚の電極からの入力差を 10 倍に増幅する。次に、カットオフ周波数が 5Hz のハイパスフィルタ (ハイパスフィルタ 1)、 100Hz のローパスフィルタ、 10Hz のハイパスフィルタ (ハイパスフィルタ 2) の 3 つのフィルタで 10Hz - 100Hz のバンドパスフィルタを構成し、信号から必要な周波数成分のみを取り出す。最後に、反転増幅器で信号を 20 倍に増幅する。以下に各部の詳細について述べる。

差動増幅器

差動増幅器は、二つの入力の差を増幅する回路である。差動増幅器を図 3.5 に、使用した抵抗と OP アンプを表 3.1 に示す。

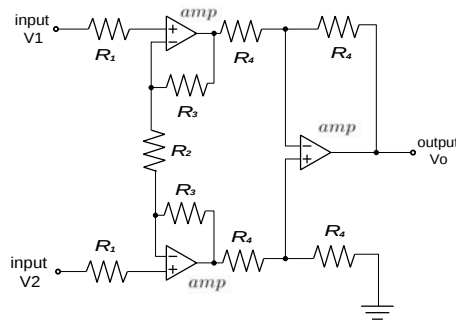


図 3.5: 差動増幅器の回路図

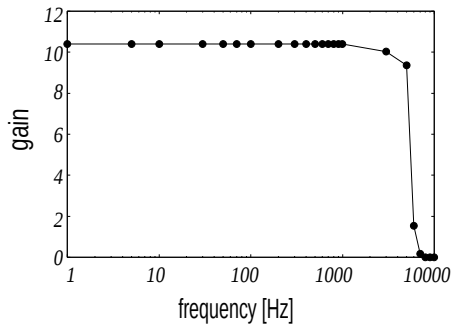
表 3.1: 使用した抵抗及び OP アンプ

R_1	金属皮膜抵抗, $330k\Omega$	R_4	積層コンデンサ, $0.1\mu F$
R_2	金属皮膜抵抗, $16k\Omega$	amp	TLC274CN
R_3	金属皮膜抵抗, $160k\Omega$		

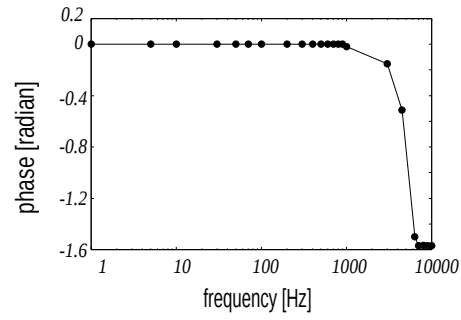
作成した差動増幅器の入力電圧と出力電圧の関係は、式 (3.1) で求められる。電圧増幅率 G_{is} は、式 (3.2) のように、 R_2 と R_3 を変化させることで調整することができる。作成した差動増幅器のゲイン特性を図 3.6(a) に、位相特性のグラフを図 3.6(b) に示す。図 3.6(a) より、信号が差動増幅器により 1000Hz 以下で 10 倍に増幅されていることが分かり、図 3.6(b) より、差動増幅アンプでは入出力信号に位相差が生じないこと分かる。2000Hz 以上でゲイン特性や位相特性が変化するのはアンプの特性である。

$$V_o = G_{is} \cdot (V_2 - V_1) \quad (3.1)$$

$$G_{is} = 1 + \frac{R_3}{R_2} = 1 + \frac{47 \times 10^3}{10 \times 10^3} \simeq 10.4 \quad (3.2)$$



(a) ゲイン特性



(b) 位相特性

図 3.6: 差動増幅器

バンドパスフィルタ

心電信号は 0-100Hz の周波数成分で構成されているが、生体信号を計測する場合には、5Hz 以下の基線動揺が非常に大きな雑音として生体信号に重畳してしまう。本システムでは、まず、基線動揺雑音をカットオフ周波数が 5Hz のハイパスフィルタで低減し、その後心電信号のうち重要な周波数成分を抽出するために、カットオフ周波数が 10Hz の二つのハイパスフィルタと 100Hz のローパスフィルタを用いて 10-100Hz のバンドパスフィルタを構築した。作成したバンドパスフィルタの回路図を図 3.7 に、使用した抵抗及び、OP アンプを表 3.2 に示す。本システムでは、ゲイン特性が理論値に近くなることを優先しているため、位相特性は理論値との差が生じている。

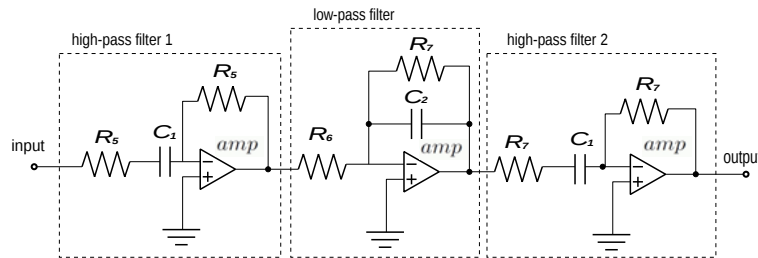


図 3.7: バンドパスフィルタの回路図

表 3.2: 使用した抵抗及びコンデンサ, OP アンプ

R_5	金属皮膜抵抗, $330k\Omega$	C_1	積層コンデンサ, $0.1\mu F$
R_6	金属皮膜抵抗, $16k\Omega$	C_2	積層コンデンサ, $0.01\mu F$
R_7	金属皮膜抵抗, $60k\Omega$	amp	TLC274CN

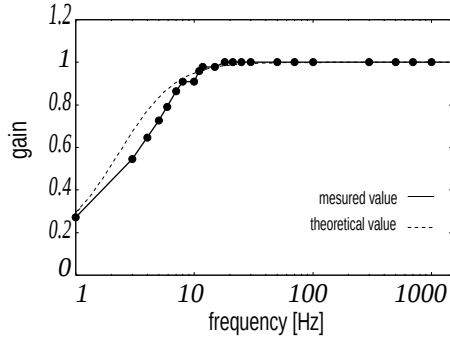
まず、ハイパスフィルタ 1 について述べる。電圧増幅率 $G_1(\omega)$ と位相特性 $\phi_1(\omega)$ は、式 (3.3) と式 (3.4) で求められ、カットオフ周波数 f_{c1} は式 (3.5) で求められる。 ω は角周波数である。ゲイン

特性を図 3.8(a) に、位相特性を図 3.8(b) に示す。図 3.8(a) より、ハイパスフィルタ 1 により理論値と同様にカットオフ周波数 5Hz で信号を減衰できていることが分かり、図 3.8(b) より、実測値は理論値より位相差が大きくなっているが、理論値と似た位相特性をもっていることが分かる。

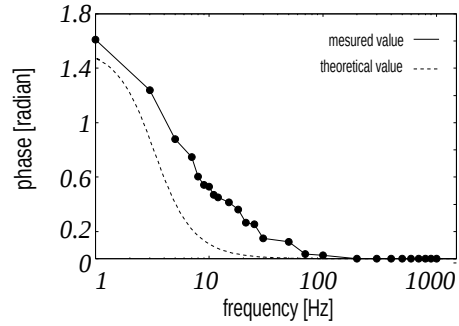
$$G_1(\omega) = \frac{\omega R_5 C_1}{\sqrt{1 + (\omega R_5 C_1)^2}} \quad (3.3)$$

$$\phi_1(\omega) = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}(\omega R_5 C_1)^2 \quad (3.4)$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_5 C_1} = \frac{1}{2\pi \times 330 \times 10^3 \times 1.0 \times 10^{-7}} \simeq 4.82 \text{ Hz} \quad (3.5)$$



(a) ゲイン特性



(b) 位相特性

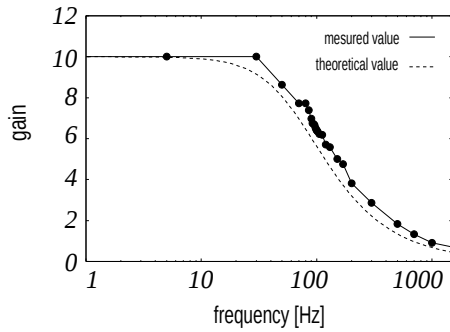
図 3.8: ハイパスフィルタ 1

次に、ローパスフィルタについて述べる。電圧増幅率 $G_2(\omega)$ と位相特性 $\phi_2(\omega)$ は、式 (3.6) と式 (3.7) で求められ、カットオフ周波数 f_{c2} は式 (3.8) で求められる。ゲイン特性を図 3.9(a) に、位相特性を図 3.9(b) に示す。図 3.9(a) より、フィルタは信号を理論値と同様に減衰させていることが分かり、図 3.9(b) より、実測値は理論値よりも直線的な位相特性であることが分かる。

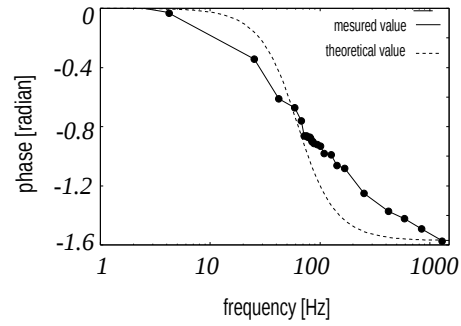
$$G_2(\omega) = \frac{R_7}{R_6} \frac{1}{\sqrt{1 + (\omega R_7 C_2)^2}} \quad (3.6)$$

$$\phi_2(\omega) = -\tan^{-1}(\omega R_7 C_2)^2 \quad (3.7)$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_7 C_2} = \frac{1}{2\pi \times 160 \times 10^3 \times 1.0 \times 10^{-7}} \simeq 99.5 \text{ Hz} \quad (3.8)$$



(a) ゲイン特性



(b) 位相特性

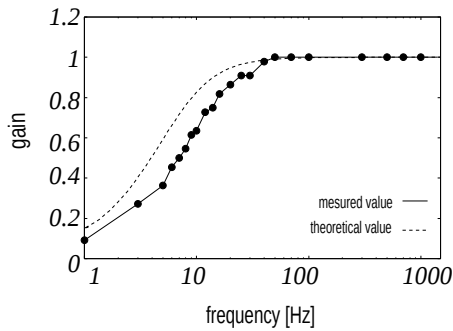
図 3.9: ローパスフィルタ

最後に、ハイパスフィルタ 2 について述べる。電圧増幅率 $G_3(\omega)$ と位相特性 $\phi_3(\omega)$ は、式 (3.9) と式 (3.10) で求められ、カットオフ周波数 f_{c3} は式 (3.11) で求められる。ゲイン特性を図 3.10(a) に、位相特性を図 3.10(b) に示す。図 3.10(a) より、フィルタは理論値よりも高い周波数で信号を減衰していることが分かり、図 3.10(b) より、実測値は理論値よりも位相特性が大きい、理論値と同様の位相特性をもっていることが分かる。

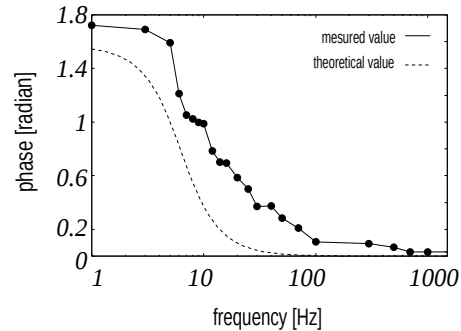
$$G_3(\omega) = \frac{\omega R_7 C_1}{\sqrt{1 + (\omega R_7 C_1)^2}} \quad (3.9)$$

$$\phi_3(\omega) = \frac{\pi}{2} - \tan^{-1}(\omega R_7 C_1)^2 \quad (3.10)$$

$$f_{c3} = \frac{1}{2\pi R_7 C_1} = \frac{1}{2\pi \times 1.6 \times 10^5 \times 1.0 \times 10^{-7}} \simeq 9.95 \text{ Hz} \quad (3.11)$$



(a) ゲイン特性



(b) 位相特性

図 3.10: ハイパスフィルタ 2

反転増幅器

反転増幅器は、入力電圧を反転増幅させた電圧を出力として与える回路である。作成した反転増幅器の回路図を図 3.11 に、使用した抵抗及び OP アンプを表 3.3 に示す。

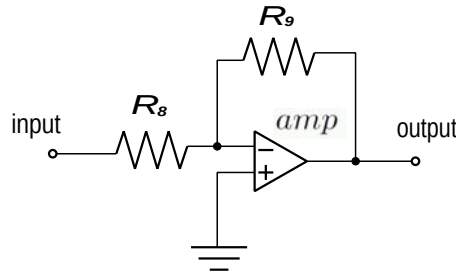


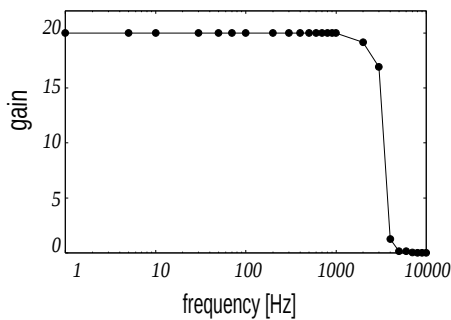
図 3.11: 反転増幅器の回路図

表 3.3: 反転増幅器に用いた抵抗及び OP アンプ

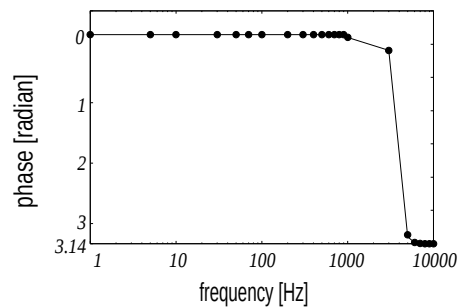
R_8	金属皮膜抵抗, $10k\Omega$
R_9	金属皮膜抵抗, $20k\Omega$
amp	TLC274CN

作成した反転増幅器の増幅率 G_{in} は、式 (3.12) で求められる。ゲイン特性を図 3.12(a) に、位相特性を図 3.12(b) に示す。図より、反転増幅器が 1000Hz 以下の周波数成分では信号を 20 倍に増幅していることが分かり、図 3.2 より、1000Hz 以下では位相差が生じていないことが分かる。

$$G_{in} = \frac{R_9}{R_8} = \frac{200k}{10k} \simeq 20 \quad (3.12)$$



(a) ゲイン特性



(b) 位相特性

図 3.12: 反転増幅器

AD 変換器

アナログ回路で増幅とフィルタ処理を行った心電信号を、AD 変換によりデジタル信号に変換して PC に取り込む。信号は作成したアナログ回路のロ - パスフィルタにより、図 3.9(b) のように 1000Hz で十分の一以下に減衰されるため、2000Hz 以上のサンプリング周波数が必要であると考えられる。本システムでは、AD 変換器として図 3.13 に示す Interface 社製 PCI3178 を使用

した。PCI3178 はサンプリング周波数が 50000Hz であり、本システムに用いるのに十分である。PCI3178 は本研究の実験において必要な二つの信号の同時計測が可能であり、また、変換時間が 20 μ s と高速であるため本システムに用いた。

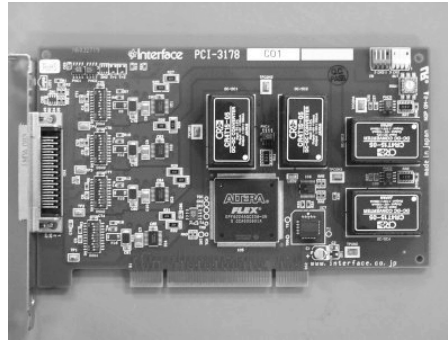


図 3.13: AD 変換器

3.3 デジタルフィルタの設計と実装

作成したアナログ回路に日本光電社製ディスガ電極 J ビトロード (J-150) を取り付けて心電図を計測した。計測結果を図 3.14(a) に計測した信号を、フーリエ変換した結果の振幅スペクトルを図 3.14(b) 示す。フーリエ変換とは、ある任意の時間信号を周波数領域で表す変換である。式 (3.13) は、データ数 N の離散時間信号 $f[n]$ を離散周波数信号 $F[k]$ に変換するものである。 j は虚数単位である。

$$F[k] = \sum_{n=0}^{N-1} f[n] \exp\left(-\frac{2\pi j}{N}nk\right) \quad (3.13)$$

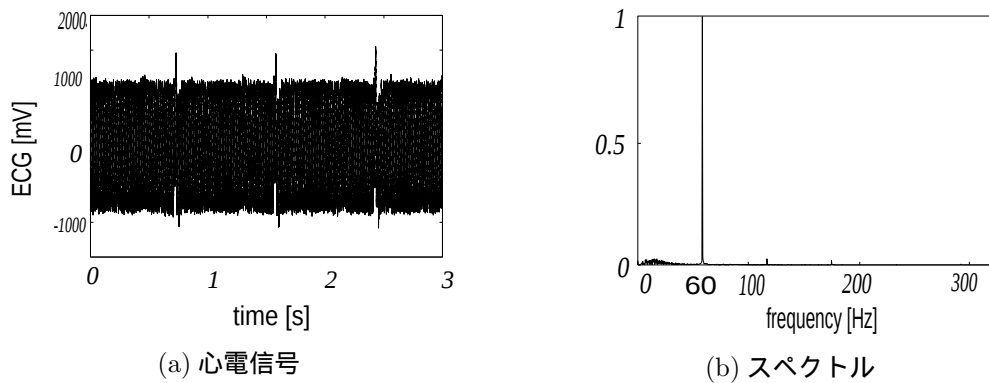


図 3.14: 計測信号

図 3.14(a) より、計測した信号には雑音を重ねていることが分かる。重ねている雑音は、図

3.14(b) より 60Hz の周波数成分を有しており、これは電源雑音であると考えられる。アナログ回路で抽出した心電信の周波数成分は 10-100Hz であるため、60Hz の周波数成分のみを特定の減衰させる必要がある。アナログフィルタのノッチフィルタでは、信号に位相遅れを生じてしまうので、本システムでは PC 上で式 (3.14) の移動平均フィルタを用いて電源雑音を除去した。 $f[t]$ は心電信である。電源雑音は正弦波であり、正弦波の 1 周期を積分した値は 0 となる。60Hz の 1 周期分のサンプル数が 166 点であるので、(3.14) におけるマスク長を $n = 166$ とすることで、電源雑音を減衰させた。

$$f[t] = \frac{1}{n+1} \sum_{k=0}^n f[t - \frac{n}{2} + k] \quad (3.14)$$

雑音除去後の波形を図 3.15(a) に、フーリエ変換した結果の振幅スペクトルを図 3.15(b) 示す。図 3.14(b) と比べ、図 3.15(b) は 60Hz の周波数が減衰されているのが分かる。また、図 3.15(a) より、雑音が減衰され、正しく心電波形が得られていることが分かる。

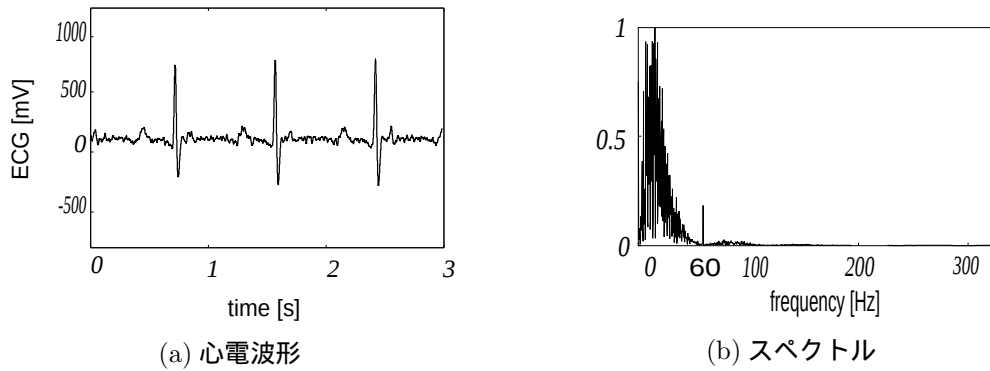


図 3.15: 移動平均した信号

3.4 ユーザの状態検出

作成したアームレスト型生体信号計測デバイスは、キーボードで文書作成などを行う際の筋電が同時に計測されたり、電極と上肢の間で発生した摩擦によって発生した電位が計測されたりする。したがって、アナログフィルタを用いて取り除けない周波数成分の大きな筋電や摩擦による電位が計測されてしまった場合には、ユーザがキーボードでの文書作成等を行っているとして予測される。

心電波形は電位の大きい波である R 波を 1 周期に 1 回持っているため、図 3.16 のように心電波形の特徴波のうち R 波だけが超えるような閾値を設定し、心電波形と閾値の交点の数を数えることで R 波を検出することができる。さらに、心電信は周期信号であるため、一定時間内に発生する心電信の周期の数は決まっている。したがって、一定時間内に発生するべき数より多い交点を検出された場合には、大きい雑音が心電に重畳していると考えられる。本システムでは、AD 変換器で心電信を 2 秒間取得することに PC 内に取り込むようにした。心拍数は一般的に 60-90 回/

分であることより、2 秒間のデータ中に R 波は 2-3 回発生し、心電波形と閾値との交点は 4-6 個検出されるはずである。例えば、心拍数が 90 回/分の場合、図 3.17 のように 2 秒間のデータには R 波が 3 回現れることになる。また、キーボードを打っている場合には、図 3.18 のように心電信号に雑音が重畳してしまい、交点が多く検出される。したがって、2 秒間のデータに 7 点以上の交点があった場合は、雑音が多く重畳している言え、ユーザがキーボードで文書作成等を行っているとして予測することができる。

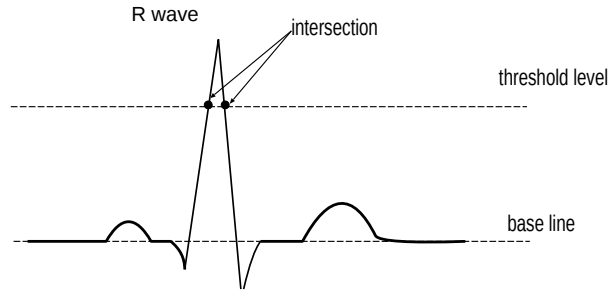


図 3.16: 閾値の設定

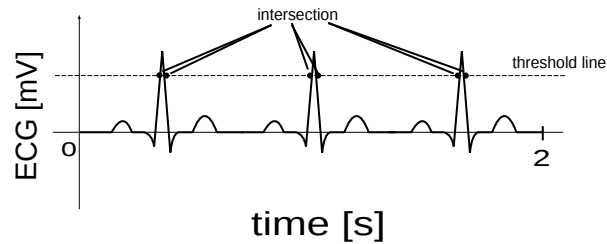


図 3.17: 静止状態の心電波形

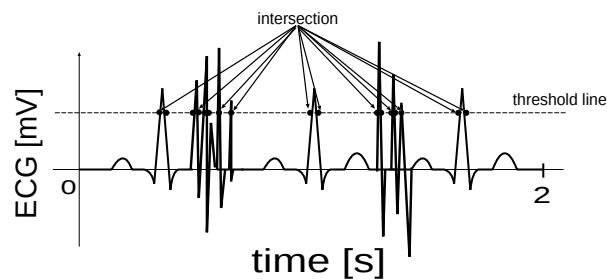


図 3.18: キーボードを打っている状態の心電波形

第4章 信号の計測と評価

本章では、本論文で提案、実装したアームレスト型生体信号計測システムについての評価を行う。まず、4.1 節では、作成したシステムで正確に心電を計測できるかについて評価する。次に、4.2 節では、3.4 節で提案した方法を用いてユーザの状態が正しく検出できているかを評価する。

4.1 計測精度についての実験

目的

作成したシステムで正確に心電を計測できているかについて評価する実験を行う。

方法

20 代男性 5 名の被験者について、作成したシステムと日本光電社製ディスボ電極 J ビトロード (J-150) を用いて、10 秒間の椅子に座って静止している状態における心電の同時計測を 6 回行った。被験者 1 人あたり合計 60 秒間の心電波形から R 波を検出し、心拍数と R 波検出誤差を求め、作成したシステムを用いて心電を正しく計測できているかについて評価する。R 波検出誤差 E は、 N 回検出された R 波のうち、市販の電極を用いて計測された i 番目の R 波の頂点が $t_e[i]\text{ms}$ に検出され、作成したシステムでは i 番目の R 頂点が $t_a[i]$ に検出されたとすると、式 (4.1) から求められる。

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |t_e[i] - t_a[i]| \quad (4.1)$$

結果・考察

静止状態において、市販の電極 (J-150) を用いて計測した 3 秒間の波形を図 4.1 に、作成したデバイスを用いて計測した 3 秒間の波形を図 4.2 に、市販の電極と作成したシステムで計測された心電から求められた心拍数と R 波検出誤差を表 4.1 に示す。また、実験の様子を図 4.3 に示す。図 4.1 と図 4.2 より、作成したデバイスを用いて計測した心電図は、市販の電極を用いて計測した心電図よりも、振幅が小さく、基線に重畳する雑音が大きいことが分かる。表 4.2 より、全被験者の心拍数が一致していることが分かる。また、R 波のピーク誤差は最大で 1.86ms(標準偏差 SD 2.03ms)となった。誤差の原因は、アナログ回路のフィルタの位相特性によって信号に位相差が生じるから

であると考えられる。現在実用化されているホルター心電計 (RAC-3230/日本光電社製) のサンプリング間隔は 4.0ms であるので、本システムでの R 波のピーク誤差は RAC-3230 のサンプリング周期以内である。

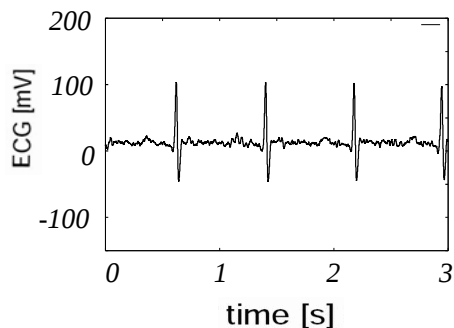
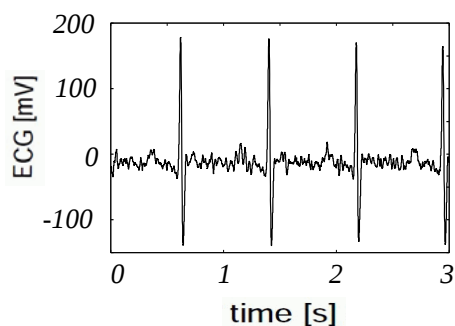


図 4.1: 市販の電極を用いて計測した波形

図 4.2: 作成したデバイスを用いて計測した波形

表 4.1: 心拍数と検出誤差

被験者	市販の電極を用いて 計測された心拍数 [回]	作成したデバイスを用いて 計測された心拍数 [回]	R 波検出平均誤差 (SD)[ms]
A	82	82	0.344 (0.430)
B	80	80	0.517 (0.727)
C	81	81	1.57 (1.89)
D	71	71	1.54 (1.87)
E	90	90	1.86 (2.03)

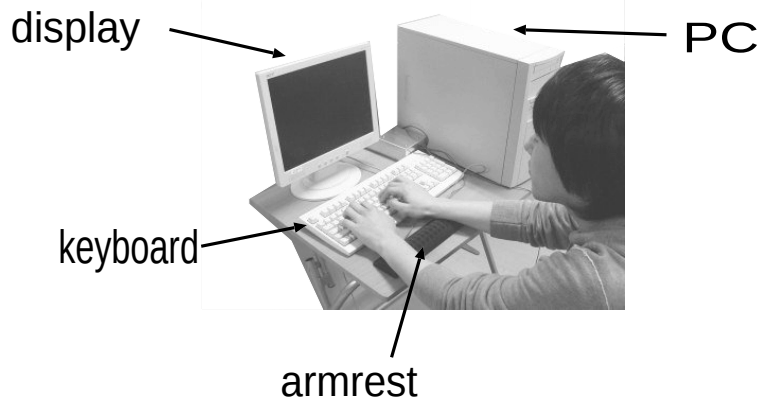


図 4.3: 実験の様子

4.2 ユーザの状態検出精度についての実験

目的

3.4 節で提案した方法を用いてユーザの状態検出が正しく行えているかを評価する。

方法

20 代男性 5 名の被験者について、作成したシステムを用いて、被験者が静止とキーボードによる文書作成を交互に行う場合の心電計測を行った。仮定として、キーボードを打っているときには指先の運動による筋電や上肢と電極間の摩擦などによって大きな雑音が発生することとし、計測されたデータは保存されないようにする。一方、静止状態には小さな雑音しか発生せず、計測データは保存されるようにする。計測されたデータのうち、キーボードを打っている状態であるのに静止状態であるとしてデータが保存された回数を FP : false positive、静止状態であるのに運動状態であるとしてデータが保存された回数を FN : false negative、実際にキーボードを打っていた時間を $C[s]$ 、雑音が大きいため破棄された時間を $N[s]$ とする。データの保存は 2 秒の計測ごとに行われるので、式 (4.2) より正確にキーボードを打っている状態を検出できた率を (R) 、式 (4.3) よりキーボードを打っているとされたデータの正当率を (P) として求めることで、キーボードを打っている状態を正しく検出できるかを評価する。

$$R = \frac{C - 2FP}{C} \quad (4.2)$$

$$P = \frac{N - 2FN}{N} \quad (4.3)$$

結果・考察

被験者 5 名について、それぞれ R と P を求めた結果を表 4.2 に示す。

表 4.2: 再現率と適合率

被験者	FP[回]	FN[回]	C[s]	N[s]	R	P
A	3	2	76	66	0.921	0.939
B	11	0	124	98	0.823	1
C	29	1	182	126	0.681	0.984
D	13	0	124	96	0.790	1
E	41	4	200	124	0.590	0.935

静止状態の心電波形を図 4.4(a) に、キーボードを打っている状態の心電波形を図 4.4(b) に示す。表 4.2 より、 R は低い、 P は高くなっていることが分かる。つまり、ユーザがキーボードを打っている状態を検出するのは困難であるが、キーボードを打っているとされたデータは正確であると言える。したがって、ユーザの静止状態の検出は可能である。キーボードを打っている場合でも、文書を確認するために静止していることがあったため、FP の回数が多くなった。また、キーボードを打っている場合の心電波形より、筋電の周波数成分は数 Hz-数千 Hz であるので、バンドパスフィルタによって周波数成分が制限されているため大きな信号になることは稀であり、上肢・電極間の信号が大きな信号となることが分かった。

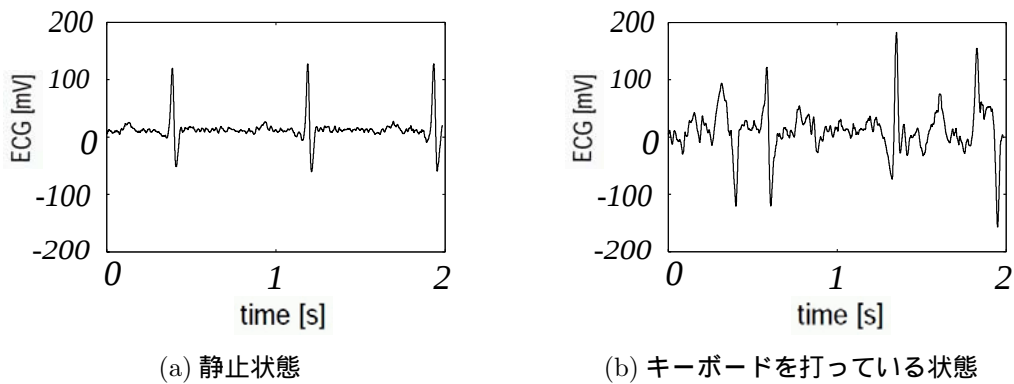


図 4.4: 心電波形

第5章 おわりに

本研究では、無意識・無拘束での心電計測を目的として、アームレスト型生体信号計測システムの作成を行った。作成したシステムは、アームレストに取り付けた電極で心電を計測し、アナログ回路で心電信号を増幅・フィルタ処理を行い、AD変換器でデジタル信号に変換してPC内に取り込み、PCでデジタル信号処理を行うシステムである。

市販の電極と作成したデバイスを用いて同時に心電計測する被験者実験を行い、計測された心電波形を比較することで、作成したデバイスで正しく心電計測ができることが示された。また、被験者が静止状態とキーボードを打つ状態を交互に行うときの計測実験を行うことで、キーボードを打っている状態では、摩擦による大きな信号は発生するが、筋伝は心電のR波が検出できないほど大きな信号は発生しないことが分かった。

本研究では計測対象とする信号を心電としたが、アームレストに取り付けるセンサを変えることで、血圧・体温などの生体信号を計測することができる。今後、アームレストに様々なセンサを設置することで、総合的な生体信号計測装置の作成が可能になると期待される。

謝 辞

本実験は大阪大学基礎工学部で行ったものである。

本実験において、実験環境を提供し、親身になって御指導、御助言等を頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理 教授に篤く御礼申し上げます。本実験をまとめるにあたり、御指導頂きました、大阪大学基礎工学研究科 野村泰伸 教授に心から感謝します。本研究を通じて、様々な視点から多くの有益な御指導、御助言を与えて下さり、親身になって叱咤激励を頂きました大阪大学基礎工学研究科 黒田知宏 准教授、黒田嘉宏 助教、大阪大学臨床医工学融合研究教育センタ 鍵山善之 特任助教に心から深く感謝します。日常の研究生活や実験に関して様々な相談にのって頂き、親身になって教えて下さいました 研究生の 吉田健志 氏、大学院の修士の荒井良祐 氏、芦田洋敏 氏、金守恒志 氏、福塚大介 氏、山田 和広 氏に深く感謝致します。最後に、日々の研究生活を共に過ごし助け合ってきた同研究室の 加賀 徹郎 氏、重枝慧 氏、田中翔太 氏、濱田友貴 氏、吉元俊輔 氏に感謝します。

なお、本研究における被験者実験は、大阪大学大学院基礎工学研究科、人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認 (20-5) を得て行った。

参考文献

- [1] 阪田 史郎：ユビキタス技術 センサネットワーク，オーム社，東京，2006
- [2] 栗原 紹弘，宮元 和彦，山中 啓幸，後神 重久，森脇 政彦，長井 真太郎，安田一郎，白石 和久，尾井 秀朗，神田 博之，小針 俊彦，逢坂 文義：電子タグ・ユビキタスセンサネットワーク技術を活用した街角見守りセンサシステム，Matsushita Technical Journal, Vol.52, no.3, pp.168-174, 2006
- [3] Rob Holman, John Stanley, Tuba Ozkan-Haller：Applying Video Sensor Networks to Nearshore Enviroment Monitoring, Pervasive Computing, IEEE, pp14-21, 2003
- [4] Andreas Savvides, Chih-Chieh Han, Mani B. Strivastava：Dynamic fine-grained localization in ad-hoc network of sensors, Mobile Computing and Network, pp160-179, 2001
- [5] Rajagopal Iyegar, Biplab Sikdar：Scalable and Distributed GPS free Positioning for Sensor Network, Communication, 2003. ICC '03. IEEE International Conference on, pp338-342, vol.1, 2003
- [6] 田中 志信，本井 幸介，野川 雅道，山越 健弘，山越 憲一：ホームヘルスケアのための便座内蔵血圧計測システムの試作，生体医工学, pp.467-474, 2006
- [7] 植野 彰規，塩谷 祐貴，石山 陽事：ホームヘルスケアのための寝具組込型非接触心電図モニタの基礎的検討，電気学会論文誌 C, vol.127, no.10, pp.1792-1799, 2007
- [8] 西田 佳史，武田 正資，森 武俊，溝口 博，佐藤 知正：センサによる睡眠中の呼吸、体位の無侵襲、無拘束な計測，日本ロボット学会誌, vol.16, no.5, pp.706-711, 1998
- [9] 柳平 雅俊，安土 光男，杉浦 康司，南野 政明，望月 正人：ドライバー状態検出装置の開発，PIONEER R&D, vol.11, no.2, pp.67-72, 2000
- [10] Ishijima Masayuki, Togawa Tatsuo：Observation of electrocardiograms through tap water, Clin Phys & Physiol Meas, pp.171-175, 1989
- [11] 村松 準，角張 雄二：初心者のための 臨床心電図の読み方 - 心疾患および病態との関係 - ，新興医学出版社，東京，1983

- [12] 中尾 喜久, 山形 敬一, 山村 雄一, 吉利 和 : 内科学書 第 5 巻 循環器疾患, 中山書店, 東京, 1983
- [13] 吉井 信夫 : 突然死・急性死のシグナル, 日本医学館, 東京, 1995
- [14] 高木 誠 : 虚血症・心筋梗塞の正しい知識, 南江堂, 東京, 1993
- [15] 竹宮 隆, 下光 輝一 : 運動とストレス科学, 杏林書院, 東京, 2003
- [16] 後藤 貴文, 松浦 弘毅, 村本 健一郎 : 心拍変動解析による自律神経機能の推定, 信学技報, pp.13-16, 2002
- [17] 中村 恵子, 柳沢 厚生 : ナースのための NEW 心電図の教室, 学習研究社, 東京, 2001
- [18] 高階 経和 : やってみよう!心電図, インターメディカ, 東京, 2002
- [19] 綾部 隆夫 : 基本心電図, 医学書院, 東京, 1985
- [20] Sukkharak Saechia, Jeerasuda Koseeyaporn, Paramote Wardkein : Human Identification System Based ECG Signal, TENCON 2005 2005 IEEE Region 10, pp21-24, 2005