研究

脈波を利用した独居高齢者用緊急通報システムの開発 —基礎的検討—

宮崎 信次*

要旨

独居高齢者の孤独死を防ぐ目的で、緊急警報システムを設計しその基本性能を調べた。エレクトレットコンデンサマイクロフォンを用いて橈骨動脈遠位の皮膚上から脈波信号を検出する。

信号は増幅・フィルター処理された後、2つの比較器に入力される。第1の比較器(低い閾値をもつ)では脈波を検出し、それが5秒以上現れなかった場合に心停止の警報を出す。第2の比較器(高い閾値をもつ)は体動に由来するアーチファクトを検出し、それが15分以上現れなかった場合に意識不明の警報を出す。4人の被験者による第1段階の実験の結果は本システムの可能性を強く示唆するものであった。

1. はじめに

高齢者の人口が増加するにつれ、これらの高齢者の日常生活を連続的にモニタすることが必要とされている。とりわけ家人による対応が不可能な一人暮らしの高齢者(もしくはハイリスク患者)の家庭内での孤独死を防ぐことは、先進諸国では緊急の課題となっている。この目的で、ペンダントもしくは腕時計にボタンを埋め込み、緊急時に使用者がボタンを押すとその信号が宅内のコントロールパネルに無線で伝わりそこから119番や予め登録された電話に緊急通報が送出されるシステムがすでに数多く商品化され^{1, 2)}、地方自治体によっては設置・使用料に対して補助を出しているところもある。

しかし、このようなボタン式緊急通報システムでは時間的余裕や筋力がないため使用者がボタンを押すことができず死に至るケースが少なくない。そこで、使用者の日常活動における vital sign を連続的かつ非拘束的にモニタし必要に応じて自動的に緊急通報を送出するシステムの開発が望まれている。こうした目的のため、さまざまな方式が試みられている：複数の赤外線センサを用いて対象者の動きを監視するシステム³⁾、各種の手法で心拍に起因する脈の有無を検出するシステム(心音⁴⁾、超音波脈波^{5, 6)}、光電脈波⁷⁾、レーザ頭部脈波⁸⁾などがある。しか

し、これらはシステムが複雑・高価だったり、センサの装着の安定性の問題などのため広く普及するまでに至っていない。最近、指輪に光電素子を埋め込んで酸素飽和度と脈波を連続検出するシステムが開発されているが、LEDを使っているため電力消費が大きく24時間ごとに電池を入れ替えなければならないという問題をもっている⁹⁾。

こうしたことから、本研究ではエレクトレット・コンデンサ・マイクロホン(以下、ECMと略す)を用いて、心停止(CA)と意識不明(UC)を検出し緊急通報を送出するシステムにつき、電子回路の実現・消費電力・環境背景雑音・組織適合性などの観点からその基礎的可能性を検討することを目的とする。

2. システムの記述

2.1 システムの構成

図1に本システムの構成を示す。本システムは1)ECM、2)信号処理ユニット、3)高周波送信ユニット、4)コントロールパネルの4つの部分から成る。本システムの最終版では以上のうち図1の点線で囲んだ1)～3)の部分は一体として腕時計型にまとめる予定である。3)と4)は本システムに特有のものではないので、以下では1)と2)に重点をおいて記述する。

2.2 ECM

脈波と体動を検出するための入力端マイクロホンとしては、一般音響用のECM(ホシデン社製：KUB4123;10[mm]φ x10[mm](H)、密閉型、感度 -45dB)を用いた。このECMを伸縮性繊維物バンドにゴム系接着剤で取り付け付けた(図2)。バンドの一端には Velcro strap が縫い付けられており、バンドの実効長さを調節できる(図2 b)。ECMの表面は皮膚との間に適当な圧力が加わるようバンドの内側の表面より3[mm]ほど突き出した形にしている。バンドは左右いずれかの手首に中程度の締め付け張力

2001年11月16日受理

*東京医科歯科大学 生体材料工学研究所
〒101-0062 東京都千代田区神田駿河台2-3-10
Tel: 03-5280-8088 Fax: 03-5280-8049

E-mail: miyazaki.bmi@tmd.ac.jp

キーワード：緊急警報システム、脈波、コンデンサマイクロフォン、心停止、意識不明

図1 システムの構成
Block diagram of the system

で固定する。この際、ECMの中心がおおよそ指で脈を触れることのできる場所(挠骨動脈の遠位端上の皮膚)にくるように調節する。試算によれば、ECM、信号処理ユニット、高

a)

b)

図2 試作回路, ECM, バンド
Photographs of test circuit, ECM, and band

周波送信器、電池を合わせた最終版の腕時計型の形状は約 35 [mm] ϕ x13[mm](H), 質量は約 20[g]であり, 日常生活を妨げることは少ないと予想される。

2.3 フィルタ

図3 a, 図3 b の上段に, それぞれ典型的な脈波と背景雑音の生波形を示す。マイクロホン・アンプは利得 40[dB], 遮断周波数 30[Hz]の2次ローパス特性を持つ。製造会社の推奨するEC

図3 脈波(a)と背景雑音(b)

Pulse wave (a) and background noise (b)

Upper traces in a) and b) show raw waveform, and lower traces show filtered waveform.

Mの動作電流は 450 - 500[μ A]であるが, ここでは電力消費を押さえるためECMは120[μ A]で動作させている。この条件下で, 1[mV]の出力は音圧にして 36[dB]に相当する。後に述べるように微細な手首・腕の動きでも相当大きなアーチファクトが発生するので, 背景雑音の測定時には50[mm] ϕ のソーセージを手首のダミーモデルとして用いた。

図4 a, 図4 bに図3に示した脈波と背景雑音の周波数分析の結果を示す。脈波は心臓の拍動と同じ周波数(約 1.4Hz)に主成分を持ち, 第2 - 4 高調波まではっきりと見られる。6[Hz]以上ではおおよそ 6[dB/oct]で減衰している。一方背景雑音は, 特定の主成分を持たず 0.2 - 2[Hz]のあたりにピークを示し, 6[Hz]以上ではあまり減衰しない。これより, 最適な S/N を得るため以下のようなフィルタを用いることにした: 遮断周波数 1.5[Hz]の1次ハイパス・フィルタ(ECMのバイアス電圧のレベルシフト用) + 遮断周波数 6[Hz], 利得 40[dB]の1次ローパス・フィルタ + 中心周波数 3.0[Hz], Q=1.0, 利得 20[dB]のバンドパス・フィ

図4 周波数分析結果

Power spectrum of a) pulse wave and b) background noise

ルタ. 図3bの上段に示した脈波と背景雑音の生波形をこのフィルタで処理したあとの波形をそれぞれの下段に示した. フィルタ後の脈波にはよりはっきりしたピークと周期性が見られる.

以上に示したのは被験者が手首・腕の動きを極力抑さえたときに記録されたものである. 体動が伴うと図5に示したような著明な「アーチファクト」が発生する. ここで, *は指の動きのタイミング, ●は手首の動きのタイミングを示す. 腕の動きが加わるとこれよりもっと大きな「アーチファクト」が発生する. このような動作に伴うアーチファクトはECMと皮膚表面の機械的インターフェイスが微妙に変わるため生じるものであ

図5 動きによるアーチファクト

Artifacts due to movement

* : finger ● : wrist

り, 本装置ではこれを逆に利用して体動の検出の目的に用いる. すなわち, もしある程度長い時間アーチファクトに相当する大きな信号が現れなければ, 使用者は不動状態(すなわち, 意識不明: UC)にあると判断することにする.

2.4 回路設計

脈波が存在するか否かを判定するために, 閾値回路を用いてフィルタ後の波形を2値化した. 閾値回路の出力はフィルタ出力が閾値(θ_a)より大きいときHとなる. この論理レベル信号は周期10[s]の再トリガ可タイマー/カウンタ(MC14541B)に接続される. したがって, タイマー(TCA)はその周期の半分である5[s]の間に最低1回でもH論理レベル信号(=脈波)が入ってくれば, Hレベルに保たれる. TCAのL論理レベル信号は脈波が5[s]の間1つも検出されなかったことを意味する. 以下, この信号をA信号と称す. このような設定下では, 不整脈などで1, 2回の心臓の拍動が欠落しても心停止(CA)とみなされることはない.

一方意識不明(UC)に関しては, 2つ目の閾値回路を用いて, 体動と脈波とを区別した. ここでは脈波の検出に用いた閾値(θ_a)より1桁大きな閾値($\theta_b=250[\text{mV}]$)を用いた. ビデオテープ録画による予備実験において, 高齢者の日常生活において日中15[min]に最低1回は上肢を動かすことが分かっていたので, ここの再トリガ可タイマー/カウンタの周期は30[min]とした. すなわち, 15[min]の間1回も体動がなければLレベル論理信号(B信号)が出て, これは意識不明(UC)と解釈される. 睡眠中の不動の問題については考察で触れるようにコントロールパネルでソフト的に処理することになる.

回路全体の消費電力を少なくするために, 高周波回路部分にはA信号もしくはB信号があるときのみ電源が供給されるようになっている. そのため, A信号とB信号は単安定マルチ(MC14528)で幅5[ms]のパルスに変換される. 現在(高周波部分を除く)アナログ回路とパルス変換部分までのデジタル回路は標準DIPICを用いて作製されており, 電源としては単3アルカリ電池2本を直列にして3.1Vの電圧で駆動している. 試作回路は図2aに示されている.

3. 実験

3.1 被験者

4人の成人がインフォームド・コンセントに署名した上, 初期実験に参加した. 1番目の被験者(MK)は88才の男性で軽い脳梗塞の履歴がある. 2番目の被験者(UK)は81才の女性で不整脈を持っている. この両名は夫婦であり住宅地域にある木造2階建の住居に住んでいる. 3番目の被験者(TO)は52才の女性で不整脈を持っている. 4番目の被験者(SO)は51才の男性で, 特記すべき疾患はない. この両名は夫婦であり, 商業地域にある11階建てのマンションの6階に住んでいる.

3.2 組織破壊

本システムは入浴時を除き1日24時間装着し続けることを前提としているので, 腕時計型の部分と皮膚の間の圧力が高す

ぎると皮膚の組織破壊／感染が起こる危険性がある。インターフェイス圧を計るため柔軟性のあるパウチ型圧センサを作成した(図6)。センサの厚みは0.7[mm]であり、シリコンチューブにつながっている。チューブの他の一端はひずみゲージ式圧トランスデューサ(豊田工機:PMS-5)に接続し、それをさらにひずみ増幅器(豊田工機:A1210)に接続した。圧力の較正は水柱法により行った。較正後、センサをECMの表面と皮膚の間、もしくは伸縮性バンドの内側の面と皮膚の間に挿入しインターフェイス圧を測定した。

図7に典型的な測定結果として、被験者UKから得られた結果を示す。図において、「中央」はECMと皮膚の間の圧力を表す。「背側面」は手首の背側面とバンドの間の圧力を表す。同様に、「腹側面」は手首の腹側面とバンドの間の圧力を表す。インターフェイス圧は、バンドをきつく締めたとき、普通に締めたとき、緩やかに締めたときにつき計測した。圧力が最も高かったのは、中央できつく締めたときであり、その値は2.87[kPa](=21.7[mmHg])であった。

長期間にわたる組織適合性を調べるため、4人の被験者に入

図6 パウチ型圧センサ
Liquid-filled pressure sensor

図7 インターフェイス圧の分布
Distribution of interface pressure

浴時を除き30日間連続で普通の締め付け法でECM+バンドを装着してもらった。バンドの背側面には20[g]のダミー回路を付けておいた。2人の被験者(UK,SO)は実験開始当初の2・3日間むずがゆさを感じたが、その後慣れて違和感を感じなくなったと報告している。他の2人の被験者(MK,TO)は問題になるような違和感を感じなかったと報告している。30日の実験終了後、目視にて手首周囲の皮膚組織を検査したが、組織破壊・感染の兆候は認められなかった。

3.3 ECMの取付場所による出力変化

図8にECMの中心位置とフィルタ出力の関係をまとめて示した。この場合も被験者はUKであり、締め付け方は普通とした。図で0は脈波の検出に最適な場所を表し、そこから内側・外側に5[mm]づつ、近位・遠位に7[mm]づつECMの中心位置を変え、計9点においてフィルタ出力を計測した。この際、被験者には前腕をいすの肘置きに乘せできるだけ動かさないように指示した。30個の連続した脈波ピークの平均値をもって各点での出力電圧とした。出力電圧は正中位置と外側ではECMの取り付け位置にあまり依存せず、内側においては近位・遠位の両端で振幅が低下した。このような結果は、振幅の絶対値に多少の差はあるものの、他の3人の被験者においても同様であった。

3.4 伸縮ベルトの張力による出力変化

図9に4人の被験者すべてに関しバンドの締め付け具合と出力電圧の関係を示した。バンドの締め付け具合は被験者が自覚的に、きつめ、普通、緩やかめを判断してバンドを調節し、そのあと圧センサをECMと皮膚の間に挿入し実際に加わっている圧力を測定した。出力電圧は「中心位置」で計った。出力電圧はECM／皮膚間の圧力に対し非線形的に変化し、高い圧のときには著明に増大した。普通の締め付け方ときの出力電圧の

図8 ECMの位置による出力変化
Dependence of the output on the location of ECM

図9 接触圧による出力の変化
Dependence of the output on the interface pressure
Different symbols represent different subjects.

最小値は被験者 SO の 37.6[mV]であった。

心停止(CA:通常数分から10分で死に至る)の検出において、閾値回路の閾値 θ_a は重要な役割を果たす。もし θ_a が低すぎると、背景雑音を脈波と誤って判断してしまい、TCAにトリガがかかり続けることになりCAを検出できなくなる(false negative)。逆に θ_a が高すぎると脈波を検出しそこなう確率が上がり、結果として実際には起こっていないのにCAと判断することになる(false positive)。両者のリスクを考慮してここでは暫定的に $\theta_a = 25[\text{mV}]$ とした。

3.5 背景雑音と false negative

図2に示した試作回路、ECM+バンド、ソーセージ・ダミーを用いて、さまざまな建築上・環境上の条件のもとで背景雑音の計測を行った。計測を行ったのは、郊外・住宅地区・商業地区にある1-3階建ての木造住宅(計9戸)、商業地区・オフィス地区にある鉄筋コンクリート・鉄骨鉄筋コンクリート造りの3-18階建てマンション(計6戸)、同じく14-48階建てオフィスビル(計8戸)、商業地区にある42階建て鉄骨鉄筋コンクリート造りホテル(1戸)である。2階建以上の建物においては1階と最上階の居室において測定を行った。図10に、このうち典型的なものを選び背景雑音の実効値(rms)とfalse negativeの可能性を示した。背景雑音は主として建物の階数に依存し、地理的・経済的要因にはあまり影響されない。同じ建物の中では階数の高いところのほうがやや背景雑音が大きくなる傾向が見られたが、顕著なものではなかった。

縦軸の検出時間は、TCAをマニュアルでHレベルにセットしてから最初にLレベル(=A信号)が得られるまでの時間で定義し、20回の平均値と標準偏差を示した。回路が理想的に動作していれば、検出時間は設計により5[s]となるはずである。背景雑音の実効値が15[mV]より小さいときには検出時間の平均値

図10 背景雑音と検出時間
Relation between background noise level and detection time
Different symbols represent different architectures.
The measurement was performed at the top and first floors in each architecture. ▲ exceeded the range of graph.

は15[ms]より短く機能的には受容できる範囲に収まっている。背景雑音の実効値が20[mV]を超えると検出時間の平均値は指数関数的に増加し、25[mV]以上では無限大となってしまう。背景雑音の実効値が15[mV]に収まるのは今回計測した建物の範囲では階数が20階以下であった。したがって、実用上は本システムは20階建て以下の建物で機能すると考えられる。

3.6 長時間記録

本システムから得られるフィルタ後の波形の長時間記録の典型的な例を図11に示す。被験者はUKであり、センサは最適位置におき、普通の強さでバンドで固定した。図11a)は睡眠中(午前2時から午前3時まで)の記録であり、睡眠中でもわずかな体動によるアーチファクトが脈波に重畳して見られる。図11b)は同じ日の覚醒中(午後2時から午後3時)の記録である。体動に伴って大きなアーチファクトが発生していることが分かる。

このような睡眠時のフィルタ後の波形(図11a)を閾値 $\theta_a (=25[\text{mV}])$ で2値化したときのパルス列につき、パルス間隔の度数分布を図12a)に示す。多くは脈波の基本律動に対応する0.7-0.9[s]に集中しているが、1.6-1.8[s]帯にも計3つの(1心拍の脱落に対応する)パルス間隔が存在する。0.5[s]付近の小さなピークはフィルタ後の脈波の波形が2峰性を示したためのものであり、他の短いパルス間隔は体動が脈波の間に重畳したために起こったものである。この例では、5[s]を超えるパルス間隔は存在せず、したがって存在しないCAの発生を誤報する(=false positive)ことは無い。

同様に、覚醒中のフィルタ後の波形(図12b)を閾値 $\theta_b (=250$

図 11 脈波と体動の長時間記録例

Continuous recordings of pulse wave and motion artifacts

a) during sleep (2:00 - 3:00am)

b) during awake stage (2:00 - 3:00pm)

[mV])で2値化した時のパルス列のパルス間隔の度数分布を図12b)に示す。この記録の間、被験者は本を読んだり、お茶を入れたりしていたが、15[min]を超えるパルスは無く適切に体動を検出していることがわかる。

3.7 フィールドテスト

試作回路のフィールドテストは4人の被験者各人につき連続7日づつ行った。回路部分と電池はウェストポーチに入れ、ケーブルによりECM+バンドに接続した。被験者にはベルトを普通に締めECMを中心位置に置くよう指示した。A信号、B信号の発生はウェストポーチに入れた改造ホルター心電計で記録した。

4人の全時間においてA信号(CA: false positive)は1回も発生しなかった。一方、不動を表すB信号(false positive)はそれぞれの被験者で睡眠中1晩当たり3-10回発生した。熟睡中15[min]以上不動状態が起こるのは生理的現象なのでこれは当然のことであり、被験者が覚醒している日中にはB信号は1回も起きなかった。

4. 考察

本研究によりECMを脈波と体動の検出(したがってCAとUCの検出)に用いることの基本的可能性が明確に示された。緊急通報システムの最終版では宅内に設置されるコントロールボックスにA信号もしくはB信号が入ってきたときにコールバックする機能をつけfalse alarmが外部に送出されることを防がなければならない。すなわち、いずれかの信号が受信された場合、ブザー音もしくは録音メッセージを宅内に流し、もし信号がfalse

図 12 2値化された脈波パルス列の度数分布

Distribution of pulse intervals of

a) binary pulses of Fig. 11a) sliced at 25[mV]

b) binary pulses of Fig. 11b) sliced at 250[mV].

positiveであった場合には、腕時計型ユニットに組み込むキャンセルボタンを使用者が押すことによりこれを無効とする。同時に腕時計型ユニットには現行の緊急通報システムについている使用者が緊急性を感じたとき自ら通報を送信できるようにするためのスイッチも組み込む予定である(図1)。

本研究で用いた標準DIPICの代わりにSOPICを用い、チップ抵抗とコンデンサ、多層プリント基盤を使用すれば、回路と電池を時計型にまとめ上げ手首の背側に配置することが可能となろう。電池の平均消費電流は、EMCで120[μA]、アナログ回路で80[μA]、1日1回のB信号の送出に平均120[μA]として、計約320[μA]と推算される。これをまかなうためには公称電圧3.15[V]、公称容量350[mAh]のCR2430ボタン型リチウム電池で十分であり、計算上は45日の連続使用が可能となる。電池の取替え忘れを防ぐのと安全係数を考慮すれば月1回の電池交換が妥当なところであろう。現在多くの電子機器メーカが

協調して進めている「blue-tooth」規格が3-4年以内に世界標準となることが予想され、そうなれば回路部分の形状と価格は画期的に低下するであろう。

本システムでは病的なUCと睡眠中の生理的なUCを区別することができない。したがって、コントロールパネルには予め使用者が通常睡眠をとる時間帯を記憶させ、その時間帯に受信したB信号は無視するようにせざるを得ない。そうでないと、使用者は睡眠中1晩に数回コールバックに悩まされることになる。もう1つの問題は、ECM部分を防水することができないため、入浴中は本システムを使うことができないことである。入浴は脳卒中や心発作の起こる確率の高い日常生活動作であり、この点は本システムの大きな欠点である。

背景雑音は建物の階数が増すにつれ増加するため、雑音が脈波と判断される確率が上がるので、高層マンションにおいて本システムを利用するに当たっては居室のある階数によらずfalse negativeを覚悟しなければならない。これを避けるためには、バンドの締め方をきつくして脈波の信号出力を大きくする必要がある(図9)。このような場合でも、ECMと皮膚間の最大接触圧は約3[kPa]以下であり報告されているcritical skin pressure 4.3[kPa]^{10,11)}以下であるので組織破壊は起きないであろう。むしろ問題は、常に圧迫されていることに対する使用者の受け入れの問題となる。

このような緊急通報システムが実際に普及するためには、国もしくは自治体からシステムの設置時および使用中の費用の全額もしくは一部補助があることが不可欠である。ちなみに押しボタン式の緊急通報システムに対しては、10を超える都県で補助が行われている。普及のもう1つの要因は、緊急通報が送信されてから救急隊が駆けつけるまでの時間である。心停止の場合の救命率は5[min]を境に急激に低下する¹²⁾。最近の統計によれば、東京消防庁管内の救急車の平均到着時間はほぼこの数字に近い¹³⁾。

以上まとめると、EMCをCAとUCの検出に用いることは極めて可能性が高い。次の段階は回路部分の小型化とコントロールパネルのソフトウェアの開発である。

謝辞

本研究の一部は平成13年度セコム科学技術研究奨励金によって行われた。

参考文献

- 1) 岩通アイセック：パトホン(PT-2060) カタログ(2000)
- 2) オムロン：緊急通報システムのためのワイヤレスコントローラ (K5Z-E), パンフレット(2000)

- 3) 大田茂：元気な高齢者の独り暮らし応援システム, バイオメカニズム学会誌, 22, 61-66(1998)
- 4) Groom, D.: Standardization of microphones for phonocardiography, Biomed. Engng., 5, 396-398(1970)
- 5) Stegall, H.F. and Karden, M.B. and Kemmerer, W.T.: Indirect measurement of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sphygmomanometry, J. Appl. Physiol., 25, 793-798(1968)
- 6) Kazamias, T.M., Gander, M.P., Franklin, D.L. and Ross Jr., J.: Blood pressure measurement with Doppler ultrasound flow meter, J. Appl. Physiol., 30, 585-588(1971)
- 7) Penaz, J.: Photoelectric measurement of blood pressure and flow in the finger, Digest of 10th Int. Conf. Med. Biol. Engng., Dresden, 104(1973)
- 8) Ul'yanov, S.S. and Sergey, S.: Pulse-wave monitoring by means of focused laser beams scattered by skin surface and membranes, Proc. SPIE -Int. Soc. Opt. Engng., Bellingham, 160-167(1993)
- 9) Yang, B.H. and Rhee, S.: Development of the ring sensor for healthcare automation, Robotics and Autonomous Systems, 30, 273-281(2000)
- 10) Landis, E.M.: Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin, Amer. J. Physiol., 131, 219-228(1930)
- 11) Edsberg, L.E., Cutway, R., Anain, S. and Natiella, R.: Micro-structural and mechanical characterization of human tissue at and adjacent to pressure ulcers, J. Rehab. Res. Devel., 37, 463-471(2000)
- 12) Drinker, P.A.: Life saving curve, Report to NIH, 1-143(1966)
- 13) 東京消防庁: 東京の救急, 冊子, 1-14(2000)

宮崎 信次 (みやざき しんじ)

1973年東京大学工学系大学院修士課程修了。同年東京医科歯科大学医用器材研究所。助手。1979-80年、米国Drexel University, Moss Rehabilitation Engineering Center に留学。1999年東京医科歯科大学生体材料工学研究所に配置換え、福祉機器・システムの研究・開発、運動計測の研究・開発に従事。日本ME学界、日本生活支援工学会、リハビリテーション工学協会、臨床歩行分析研究会、International Society of Biomechanics の会員。

Pulse-wave based emergency alarm system for the living alone elderly -A feasibility study-

Shinji Miyazaki*

*Institute of Biomaterials and Bioengineering Tokyo Medical and Dental University
2-3-10, Kanda-Surugadai, Chiyoda, Tokyo, 101-0062, Japan

Abstract

In an aim to prevent the risk of sudden death of elderly people living alone, an emergency alarm system was designed and its feasibility was tested in a field test. The pulse wave is detected over the skin at the distal part of the artery radialis with an electret condenser microphone. Then, the signal is amplified and filtered, and further fed to comparators. The first comparator with a lower threshold detects pulse wave, and generates a signal when no pulse is detected for more than 5s to alert cardiac arrest. The second comparator with a higher threshold detects artifacts due to body movements, and generates a signal when no large signal is detected for more than 15min to alert unconsciousness. Preliminary results on four subjects were promising.

Keywords : Emergency alarm system, Pulse wave, Electret condenser microphone, Cardiac arrest, Unconsciousness