

휴대용 불안 증후 측정기 개발에 관한 연구

윤 형 로 · 김 광 준

= Abstract =

A study on an Ambulatory Monitoring of Vital Signs for Anxiety

Hyung Ro Yoon and Kwang Joon Kim

This research has reported that the selection and assessment of treatment in anxiety disorders depend to a large extent on patient reports of somatic symptomatology. However, the correspondence between such reports and actual physiological data is unknown as the physiological measures used were taken in laboratory. The purpose of the ambulatory monitoring device is, therefore, to present for analysis physiological data derived from the subjects during their daily activities. The physiological parameters of interest are heart rate, respiratory rate, skin conductance level/response, skin temperature, and activity level.

This device had an microcomputer based data acquisition unit, interfaced to it for the purpose of data collection. The data is collected usually over a period of 12 hours.

The data from the ambulatory monitoring device can be used to assess the psychophysiology of anxiety in the field.

The data from the device will also reveal if patients who report different sets of symptoms differ physiologically too. This will help physicians for the right kind of treatment and also solve the many uncertainties that have existed thus far in quantizing anxiety.

1. 서 론

Anxiety란 Freud(1924)에 의해 정의된 것과 같이 “심리적인 불편한 상태”를 나타낸다. 이는 임

〈접수 : 1991년 11월 15일〉

Dept. of Medical Engineering, College of Health Science
Yonsei University

〈본 연구는 1989년도 연세대학교 교내연구비로 이루어졌음〉

상적으로 심계항진, 호흡장애, 떨림, 전율, 현기증 등의 증상을 수반하며 이에 대한 치료와 평가는 단지 환자의 호소에 크게 의존하여 왔고 이의 생리적인 반응은 객관화가 거의 이루어지지 않았다. 특히 이와 관련된 현재까지의 생리학적 변수들에 대한 연구는 주로 연구실 내의 제한된 조건과 환경에서 이루어진 것이었다. 그러나 실제로 환자가 생활하면서 발생하는 일상적인 데이터는 실험실내

의 데이터와 같지 않으며 특히 anxiety상태 측정과 같은 심리적인 요인에 의한 질병에서는 더욱 많은 차이가 있다는 것이 증명되어 왔다(Dimsdale, 1983 ; Margraf et al., 1986). 또한 anxiety상태는 대개 예측하기 힘든 갑작스러운 상황에서 발생하는 것이므로 이를 측정하기 위해서는 대상의 일상적인 생활을 감시할 수 있는 시스템이 필요하다. 현재까지 anxiety상태를 정의하기 위해서 많은 연구가 이루어져 왔다. 그러나 anxiety와 생리학적 현상에 관계하는 부분은 거의 실험실내에서만 연구되어 왔으므로 아직 알려지지 않았다. 그러므로 생리학적 변수들의 측정에 ambulatory Monitoring device를 이용함으로써 anxiety환자의 생리적 변화를 가장 정확히 평가할 수 있으리라 생각된다.

이를 위하여 anxiety상태에 관계되는 1)심박수 2)skin conductance변화 3)피부표면 온도변화 4)호흡수 5)activity의 5가지 생리학적 변수들을 선정하였다. 이상의 변수 선정은 anxiety상태시 기초전박혈류 및 기초심박률이 증가하며 심박수와 환자의 호소에 따른 심계항진 사이에 상호관계가 존재하고 (Knight & Borden, 1979, McLeod et al., 1986)땀이나 떨림의 증가에 대응하여 Skin conductance와 심박수가 증가함, 또한 피부 표면 온도는 혈류의 변화에 영향을 받으며(Freedman, 1983) activity는 환자의 활동 상태를 평가할 수 있다는 사실에 근거하였다.

본 연구에서는 위의 다섯가지 생리학적 변수들을 장시간 저장하고 이를 offline으로 분석하여 anxiety상태를 예측하기 위한 ambulatory monitoring device를 설계하였다.

2. 생리학적 변수들의 측정

2.1 시스템 구성

anxiety monitoring system은 각 생리적 변수를 측정하기 위한 아나로그회로 및 데이터 로거, 12시간 동안이 측정 데이터를 저장하기 위한 데이터 메모리, 시스템제어를 위한 CPU부분으로 구성된다.

본 시스템의 CPU는 Umezawa Musen(梅澤無線電話)의 Card size 컴퓨터(UEC-207)을 이용하여

설계하였다. UEC-207의 구성을 보면 CPU는 Z280, 32Kbyte EPROM, 32Kbyte RAM, CTC, SIO, PIO로 이루어졌으며 크기는 85×55×12(mm), 평균 전류소모 50mA, 내부 NiCd 배터리에 의한 데이터 backup이 가능하도록 구성되어 있다. 이러한 시스템에 다섯가지 생리적 변수의 저장을 위하여 256Kbyte의 외부 static RAM(KM681000LP-10×2)을 추가하였으며 이의 구성은 그림 1과 같다.

이때 측정되어진 생리적 데이터들은 SIO를 통하여 9600baud의 속도로 IBM-AT로 전달하게 되며 이는 off-line 모드에서 각변수와 anxiety상태의 상관관계를 구할 수 있도록 하였다.

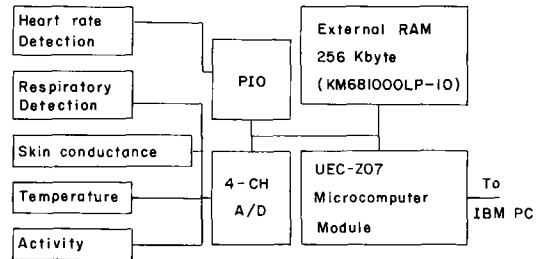


그림 1 전체 구성도

Fig. 1 System block diagram

2.2 심박수 검출

심박수 측정을 위해 가장 정확도가 높은 R점 검출기를 설계하였다. 입력단에서 저전력, 높은 입력 임피던스와 높은 CMRR을 갖기 위해 LF353 OP Amp를 이용하여 instrumentation amplifier를 구성하였다. ECG필터는 중심주파수 17Hz, Q가 4인 대역필터로서 Base line drift, 근육잡음 등을 제거하여 R점 검출이 가능하도록 한다. 다음단에서 신호는 전파 정류되며 적응 문턱치 회로는 전단의 QRS peak에 의해 새로운 문턱치를 결정하고 이에 의해 R점 여부를 판단하게 된다. 검출된 신호는 컴퓨터 입력에 적합하도록 monostable multivibrator에서 처리되어 PIO에 입력된다. 이때 CPU에 입력되는 정보는 RR간격으로서 CPU에서는 이를 20초당 평균 심박수로 환산하여 메모리에 저장하게 된다. 이로 인하여 심박수의 변화를 관찰할 수

있게 되며 QRS검출시 발생하는 에러를 보상하게 되고 심박수 저장에 사용되는 메모리의 크기를 줄여 줄 수 있게 된다. 이때 12시간 데이터를 저장하기 위한 메모리는 약 2.16KByte가 필요하게 된다.

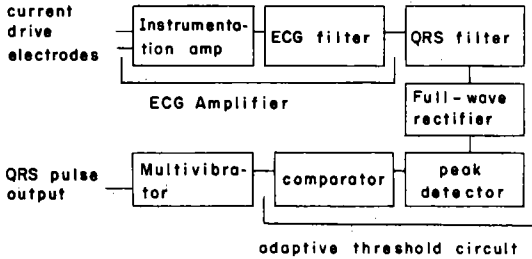


그림 2 QRS 검출회로

Fig. 2 QRS detection circuit

2.3 호흡수 검출

호흡수 검출 방법으로는 서미스터를 이용하여 호흡공기의 온도변화를 측정하는 방법과 호흡에 따른 흉곽 임피던스의 변화를 측정하는 임피던스 pneumograph방법이 있다. 본 연구에서는 ambulatory subject에 사용되는 것이므로 임피던스 pneumography에 의한 간접적인 방법을 이용하였다. 이 방법은 흉곽 임피던스와 호흡량 사이의 관계를 통해 호흡을 측정한다. 흉곽 임피던스는 다음식과 같이 얻어지며 정전류가 공급되어 흉곽 임피던스 변화에 따른 출력전압 변동을 검출하게 된다.

$$Z = R - jX = R - j \frac{1}{\omega C}$$

(C : thoracic capacitance)

이때 주파수에 따른 안전도와 RF 유도잡음의 영향을 고려하여 정전류원은 0.5mA로, 주파수는 60KHz로 하였다. 이와같은 흉곽 임피던스 변화를 이용하여 활동중인 환자로부터 호흡을 측정하는데는 전극의 위치와 종류가 상당히 중요하다. 이에 대한 연구결과를 보면 6번째 늑간 정도에 위치한 transthoracic 전극 쌍이 가장 잡음이 작고 큰 출력을 가져온다고 알려졌다. 그리고 최근에 guarded bipolar형태의 전극이 정상 호흡, 방해받는 호흡, 팔을 위 아래로 움직일때 그리고 평지에서 쉴때의 네가지로 실험한 결과 잡음을 66%까지 감소시킬 수 있음이 보고되었다.(Sahakian, et al. 1985)

그러므로 본 논문에서는 guarded bipolar전극을 이용하여 호흡검출을 위한 전극으로 사용하였다.

이와같은 방법에 의해 검출된 호흡 정보는 측정 대상의 anxiety상태 검출을 위한 것이므로 0.1Hz-1.5Hz대역 필터를 이용하여 가능한 잡음을 최소화한다. 이와같은 대역폭은 activity가 없는 상태에서 0.1Hz이하의 호흡수는 본실험의 대상에서 벗어난다는 점과 activity가 급격히 증가된 상태(운동상태)에서 분당 90회 이상의 호흡수 증가도 본실험 대상에서 벗어남에 근거한다. 대역필터를 거친 호흡신호는 10sample/s의 sampling rate, 8 bit resolution에 의해 데이터를 얻은 후 turning point 알고리즘에 의해 1/4로 압축하여 메모리내에 저장한다. 이는 추후 off-line 분석시 activity정보를 이용하여 필요한 호흡신호를 추정하기 위하여 아나로그 정보를 저장하게 되며 이때 메모리는 12시간 정보 저장을 위하여 약 108Kbyte가 필요하게 된다.

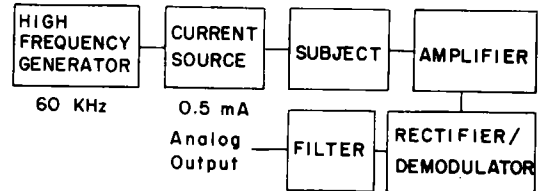


그림 3 호흡 검출회로

Fig. 3 Respiratory detection circuit

2.4 SKIN CONDUCTANCE 측정

electrodermal activity의 기전을 살펴보면 혈액의 전기적 저항이 세포외액이 전기저항보다 더 크기 때문에 혈관수축이 skin conductance를 유발한다는 Vascular이론과 汗腺 활동의 증가가 Skin conductance를 증가시킨다는 secretory이론의 두가지로 나눌 수 있다. 이와같은 이론에 의해 Anxiety상태에서 검출할 수 있는 정보는 skin conductance level(SCL)과 skin conductance response(SCR)로서 SCL은 5-20 μ mho/cm²의 DC 신호이고 SCR은 0.01-2 μ mho/cm²의 transient신호이다. 회로는 다음과 같이 구성되며 각 Amp들은 입력 임피던스가 높은 JFET OP amp를 사용하였다.

본 실험에서는 SCL과 SCR을 측정하였고 신호 저장을 위한 sampling rate는 1 sample/s로서 데이터 입력후 1/2로 압축되어 메모리에 저장한다. 이때 12시간 정보저장을 위한 메모리 크기는 약 43.2Kbyte가 된다.



그림 4 Skin conductance 검출회로
Fig. 4 Skin conductance detection circuit

2.5 체온 검출

피부 표면의 온도 변화를 측정하는 것이므로 실제로 변화하는 온도 범위는 25-40°C 정도라고 예상하며 28°C를 OV로 기준을 정했다. 온도 센서는 PM-382를 사용하였으며 증폭기는 체온신호가 초저주파이므로 DC증폭에 따른 drift등의 영향을 최소화하기 위하여 chopper stabilized OP amp.(TSC 7650)를 이용하여 설계하였다. 또한 전극의 위치는 주위 환경에 의한 영향을 적게 받도록 좌측 여섯번째 늑간에 위치한 ECG전극속에 삽입하여 측정하였다. 디지털 데이터 저장을 위한 sampling rate는 0.2sample/s로서 12시간 데이터를 위하여 8.64Kbyte의 메모리를 필요로 한다. 저장된 데이터는 주컴퓨터로 전송된 후 고역필터를 거쳐 체온 변화율을 검출하게 된다.

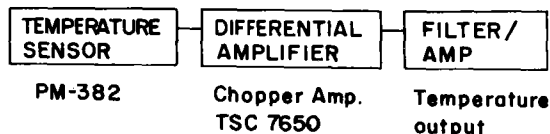


그림 5 체온 검출회로
Fig. 5 Temperature detection circuit

2.6 Activity 측정

human motor activity의 level과 pattern의 관찰적 평가는 신경정신학적 증후군 진단에서 유익한 것으로 오랫동안 중시되어왔다.(Goldstein, 1965, Martin, 1956 and Detre, et al. 1974) 일반적으로 우울증후군의 분류는 흥분이나 운동지연의 등급과

같은 motor activity의 견해가 종종 포함되어진다. (Detre, 1971) 또한 대부분의 경우에 activity level을 관찰하는 방법은 상호 연관 변수의 지배를 받는다. 이러한 activity level을 측정하는데는 환자 자신이나 주위의 관찰에 의해 평가하는 방법도 있으나 이는 주관적 성격에 기인하는 에러를 가져오므로 별로 적합치 못하다. 그러므로 電子적인 방법에 의해 activity level을 측정하게 되는데 이는 연속적(12 or 24H)인 측정이어야 하며 환자의 자발적인 운동에 방해를 주어서는 안된다. 이상의 여러가지 문제점에 의해 본연구에서는 vertical accelerometer를 설계하였다. sensor의 구조는 다음 그림과 같이 약 5g의 자석을 이용하여 상하운동이 가능하도록 damping을 주고 운동량에 따른 hall device(THS 103A)와의 근접 거리를 이용하여 activity를 측정하도록 하였다. 데이터의 저장은 sampling rate 10, 8bit로 A/D 변환후 이를 휴식(00), 미동(01), 걷기(10), 뛰기(11)의 네 그룹으로 나누어 2bit 정보로 나타내도록 한다. 2bit로 변환된 정보는 초당 4개의 정보를 8bit로 구성한후 이를 메모리에 저장한다. 이때 사용되어지는 메모리 용량은 43.2Kbyte가 된다.

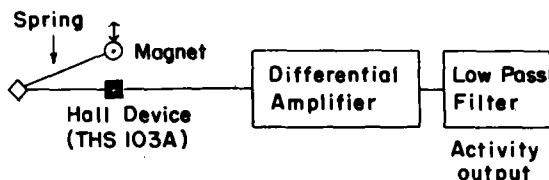


그림 6 Activity 검출 센서 구성 및 회로
Fig. 6 Block diagram of activity sensor and circuit

3. 실험 결과

3.1 실험 조건

Cybox Cycling으로 90RPM, 1000Kgm/min의 부하조건에서 15분간 운동했을 때 각 생리적 변수들을 측정하였다. 각 변수의 잡음특성 실험을 위해서는 편안한 자세로 앉아 있을 때, 손을 상하로 움직였을 때, 정상적인 구보상태, 뛰었을때의 네가지로 실험하였다.

3·2 전극

1. 심박수 검출용 전극과 호흡검출 전극을 함께 사용하였다.
이는 guarded bipolar electrode로서 전극수가 적으면서도 artifact가 적고 ECG와 동시에 respiration을 검출할 수 있다는 장점을 갖는다.
이 전극의 특성은 구조는 전도성 물질로 덮힌 form-backed aluminum의 중앙에 기존의 ECG 전극이 부착된 형태로 이루어져 있다.
2. 전극의 위치는 6번째 늑간에 transthoracic 전극 쌍과 표준전극으로 설치하였다.
3. skin conductance는 왼쪽 엄지와 집게 손가락에 form-backed aluminum형의 전극을 묶어서 측정하였다.
4. 체표면 온도는 운동시 artifact와 주위 온도변화의 영향을 가장 적게 받는 위치를 택하도록 심전도의 좌측 전극에 삽입하여 측정하였다.
5. activity측정은 hall소자와 자석을 이용한 vertical acceleration sensor를 이용하였다.

3·3 전원

휴대용 생체 계측장비에서 전원은 용량, 크기, 무게, 재사용(충전) 여부, 방전 특성, 가격등을 고려하여야 한다. 본 실험에서는 Sanyo의 7.2V, 1.4AH용량의 NiCd전지 모듈 두개를 이용했으며 이로써 약 12시간 이상의 연속적인 사용이 가능하였다.

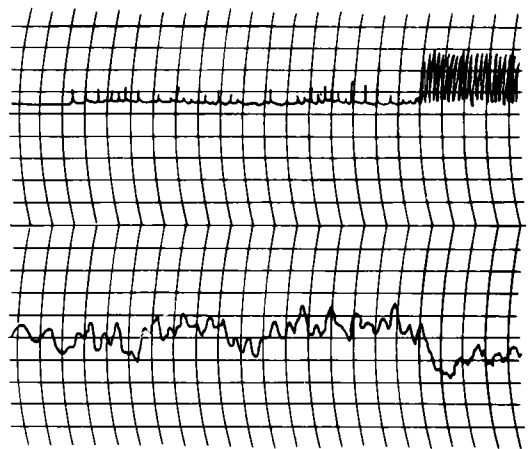
3·4 메모리 구성

본시스템은 ROM 32KB, RAM 32KB의 주메모리와 256KB의 보조 메모리로 구성하였다. 32KB의 ROM은 프로그램 메모리로, 32KB의 RAM은 데이터 처리를 위한 working메모리로 이용하였고 보조메모리 구성을 보면 심박수 2.16KB, 호흡수 108KB, skin conductance 43.2KB, 체온 8.64KB, activity 43.2KB로서 전체적으로 205.2kByte를 할당하였다. 이러한 메모리 관리를 위하여 전체 보조메모리를 4개의 bank로 나누었으며 activity, 체온과 심박수를 bank 0(54KB)에 skin conductance및 자각 정보를 bank 1(43.2KB)에 호흡정보를 bank

2, 3(108KB)에 저장하도록 하였다.

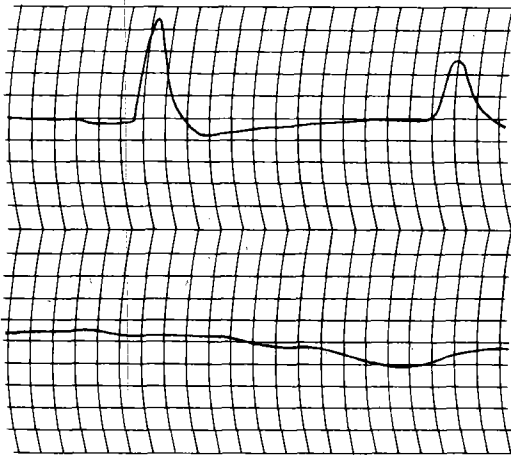
3·5 실험결과

1. heart Rate는 운동시 증가하고 그 간격이 불규칙해졌다.(그림 7(c)).
2. respiratory Rate는 증가하고 그 간격이 불규칙해졌으며 호흡용량도 감소했다. 그림 7-a에서 볼 수 있는 것과 같이 activity가 증가한 상황(떨때)에서 호흡 측정값은 본실험에서 의미를 부여하지 않으므로 호흡 측정시 잡음은 무시될 수 있다.
3. skin Conductance는 發汗정도에 따라 뚜렷히 증가했다.
4. 피부표면온도는 땀의 발생과 함께 증가했다. 이는 skin conductance와 밀접한 관계가 있음을 알 수 있다(그림 7(b)).
5. activity는 rest, working, running상태를 감지할 수 있었다(그림 7(a)).
6. 이상의 변수들은 각변수간 시간적 지연이 틀렸고 피실험자의 체중, 성별 건강상태에 따라 다른 변화특성을 발견할 수 있었다. 이러한 변수간의 특성은 추후 Off-line분석시 중요한 요소가 되어진다.



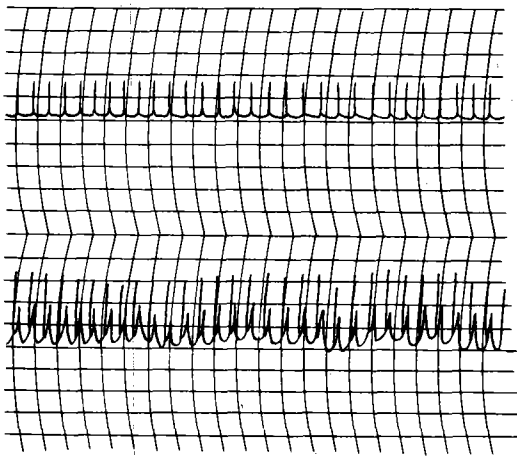
2.55mm/s, 1V/5mm

a.)휴식, 보행, 떨때의 activity와 호흡



10mm/min, 0.1V/5mm

b) Skin conductance 및 체표 온도변화



5mm/s, 1V/10mm

c) 휴식, 보행, 쉴때의 심전도 및 R점 검출

그림 7 실험 결과

Fig. 7 Experimental results

4. 결 론

본 연구에서는 anxiety상태와 관련이 있는 5가지

생리학적 변수들을 측정하기 위한 하드웨어를 구성하였다. 그 결과 5가지 변수들은 subject의 상태 변화시 같이 감소하거나 증가함을 알 수 있었다. 실험에서는 운동시 변수들의 변화만을 측정하였는데, anxiety상태에서도 같은 생리학적 변화들이 일어나므로 anxiety변수를 이용하여 운동시의 변화와 Anxiety상태에서의 변화를 구별할 수 있었다.

이와같은 데이터를 12시간동안 실시간으로 검출, 저장하기 위하여 측정된 데이터는 압축 과정을 거쳐서 256Kb의 보조 메모리에 저장하도록 하였다. 실험결과 과격한 운동시 activity가 연속적으로 증가하였으며 이에 따라 호흡수, skin conductance 신호에 과다한 잡음으로 정보 검출이 불가능하였다. 그러나 이는 본실험 목적에 벗어나는 상황이므로 데이터 분석시 mask out시킬 수 있으리라 생각된다.

또한 본 시스템이 이동성이라는 것을 감안하여 더 작은 크기, 적은 전력소모, motion artifact를 줄이기 위한 하드웨어, 알고리즘 및 electrode에 대한 지속적인 연구가 요구되며 획득한 데이터를 이용하여 anxiety와 생리적 변화 상태를 정량화하는 것이 필요하다.

참 고 문 헌

- 1) Detre, T.P., Kupfer, D.J. and Taub, S., "Nosology of aggressive behavior" in the Neurobiology of violence : Proceedings of the Houston Neurological symposium, Fie lds, W.S. and Sweet, W.H., Springfield, 1974.
- 2) Dimsdale, J., "Wet holter monitoring : Techniques for studying plasma responses to stress in ambulatory subjects," in Biobehavioral bases of coronary heart disease, Dembroski, T., Schmidt, T. and Blumchen, G.(Eds.), Basel : Karger Publishers, 1983.
- 3) Freedman, R.R. and Ianni, P., "Self-control of digital temperature : Physiological factors and transfer effects," Psychophysiology, 20, 1983.
- 4) Goldstein, I.B., "The relationship of muscle tention and autonomic activity to psychiatric

- disorders," in *Psychosom. Med.*, 27, 1965.
- 5) John Webstor, "Ambulatory Monitoring" in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation Vol.1*, A Wiley-Interscience Publication, pp. 20-28, 1988.
 - 6) L.A.Geddes. and L.E.Baker, "The electrodermal Phenomena" in *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, A Wiley - Interscience Publication, pp. 489-509, 1975.
 - 7) Lowry, R., "Active circuits for direct measurement of skin resistance and conductance", *Psychophysiology*, 14, pp. 329-331, 1977.
 - 8) Margraf, J., Ehlers, A. and Roth, W.T., "Sodium lactate infusions and panic attacks : A review and critique," *Psychosom. Med.*, 48, 1986.
 - 9) Martin, I., "Levels of muscle activity in psychiatric patients", *Acta Psychol*, 12, 1956.
 - 10) McLeod, D.R., Hoehn-Saric, R and Stefan, L.R., "Somatic symptoms of anxiety : Comparison of self-report and physiological measures," *Biol. Psychiatry*, 21, 1986.
 - 11) Sahakian, A.V., Tompkins, W.J. and Webster, J.G., "Electrode motion artifacts in electrical impedance pneumography", *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, 32, pp. 448-451, 1985.
 - 12) Simpson, A. and Turpin, G., "A device for ambulatory skin conductance monitoring", *Psychophysiology*, 20, pp. 225-229, 1983.