《研究論文》

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol. 2 No. 2 December 1983

부정맥을 이용한 작업부하의 평가

(Measurement of Workload by Cardiac Arrhythmia)

朴 永 宅† 朴 景 洙††

While three subjects were running on treadmill at five different speeds, their heart beat interval times were measured and analyzed. From the analysis, we discovered some relationships between workload and cardiac response, especially cardiac arrhythmia. Using these relationships, a physiological model for estimating workload was developed.

Although pulse rate has been considered as a good measure of physical load, this study shows that it is highly subject dependent and therefore unsuitable for task evalution. It is recommended to use range of heart beat interval times rather than pulse rate in the evaluation of light work.

Ⅰ. 서 론

Ⅰ-1. 연구목적

F. W. Tayjor 가 제창한 과학적 관리의 핵심 중 하나는 작업자에게 알맞는 적정 작업량의 설정과 그에 대한 적정 보수의 결정(a fair day's work for a fair day's pay)이라할 수 있다[22]. 이를 위하여 F. W. Tayjor는 초시계(stop watch)를 사용한 작업측정법을 개발하였으나 이는 만족스러운 것이 못되었다[17].

금세기 중반에 들어와 과학기술의 급속한 발전에 힘입어 인체의 생리적 반응을 손쉽게 측정할 수 있는 장비가 많이 개발됨에 따라서, 인간공학자들과 작업생리학자들은 작업수행시 수반되는 생리적 반응을 작업측정에 이용하는 문제에 많은 관심을 갖게 되었다[7] [10]. 그후 이들의 연구에 의하여 산소 섭취량(O₂ Consumption), 에너지 대사율(R. M. R), 심박수(Pulse rate), 환기량(Pulmonary ventilation), 뇌전도, GSR 등의 생리적 반응이 작업측정에 이용될 수 있음이 밝혀졌다[2] [5] [7] [16] [20] [24] [27].

본 연구에서는 작업부하(Workload)와 심장박동주기(heart beat interval time)의 관계를 규명함으로써 작업측정과 직무평가의 기초를 제공하고자 한다.

작업부하와 심장박동주기에 관한 지금까지의 연구결과는 육체작업이나 정신작업시 박동주기의 불규칙성(부정맥)이 감소하기 때문에 이를작

† 成均館大學校 產業工學科
†† 韓國科學技術院 產業工學科

업측정의 척도로 사용할 수 있다는데 의견을 같이하고 있으나[4] [8] [12] [13] [15] [25], 이러한 부정맥의 감소가 심박수의 증가로 인한 박동주기의 단축 때문인지 또는 박동과정 자체가 균일해지기 때문인지를 밝히지 않고 있을 뿐 아니라 부정맥의 감소형태도 밝히지 않고 있다.

본 논문에서는 작업시 수반되는 부정맥 감소가 심박수의 증가로 인한 박동주기의 단축 때문인지, 실제로 박동과정이 균일해지기 때문인지를 밝히고, 아울러 작업부하의 증가에 따른 부정맥의 감소형태를 알아내고자 한다. 또한 심장박동주기를 매체로한 몇가지 척도를 비교 평가하고, 이들 척도를 이용한 생리적 작업측정모형을 제시하고자 한다.

1—2. 연구배경

육체적 운동을 하면 심박수가 증가한다는 것은 매우 상식적인 사실이다. 이를 생리적으로간단히 설명하면 다음과 같다. 심장은 그 자체 내의 S-A node에 Pacemaker가 있기 때문에, 적당한 조건 하에서는 심장을 생체에서 떼어 내더라도 박동을 계속하게 된다. 이를 심장의 자동성(Automaticity)이라 한다. 즉, 심장박동은 대뇌의 교감신경(Sympathetic nerve)과 부교감신경(Parasympathetic nerve)에 의해 상호보완적으로 조절되지만, 심근 내부에도 이를 지배하는 중추가 있다. 심근 내의 이 신경중추는 온도와 이산화탄소(CO_2)에 민감하여, 운동시 체온이 올라가고 대사 산물인 CO_2가 혈장에 녹아 체내에 축적되면 심근 내의 이 신경중추가 자극되어 심장박동이 빨라지게 된다[6].

심장박동을 작업측정에 이용하려는 시도는 에너지 소모량과 심박수의 관계를 알기 위한 노력에서 시작되었다. 에너지 소모량은 산소 섭취량과 직접적인 관계가 있는데, 이는 인체에 사용되는 에너지의 근원이 근본적으로 다음식과 같은 해당작용에 있기 때문이다.

$$C_6H_{12}O_6 + 6\,O_2 = 6\,CO_2 + 6\,H_2O + Energy$$

1 liter의 산소섭취는 약 4.8Kcal의 에너지를 발생시킨다[20]. 이와같이 산소섭취량으로부터 요구되는 에너지를 비교적 정확하게 산출할 수 있으나, 실제로 산소섭취량을 측정하기는 매우 번거롭고 불편하다.

심박수와 산소섭취량 사이에는 심박수가 매우 큰 경우를 제외한 넓은 범위에서 선형적인 비례관계가 있고, 심박수는 심전도를 이용한 Pulse Counter나 telemeter 장치 등을 사용하여 손쉽게 측정할 수 있기 때문에 육체적 부하를 평가하는 척도로는 산소섭취량 대신 심박수가 흔히 사용된다[1] [2].

심박수는 육체적 운동 외에도 온도, 습도, 소음, 신체자세, 공기유동, 소화, 정서 등의 작업외적인 변수에 많은 영향을 받는다는 것이 척도로서의 단점이 될 수 있으나, 심박수의 이러한 특성은 온도나 습도 같은 환경변수의 영향을 평가하고자 할 때에는 오히려 장점이 된다[14][28].

육체적 운동과 심박수의 관계를 알기 위해 시작된 심장박동에 관한 연구는 그후 Kalsbeek에 의해 박동주기의 불규칙성, 즉 부정맥이 정신노동의 정도를 평가할 수 있는 척도가 될 수 있다고 주장한 이래 연구의 대상은 정신활동을 포함하는 작업의 부하량과 박동주기의 관계를 규명하는 것으로 확장되었다[12] [13].

그후 여러사람에 의해 이에 관한 연구가 계속되었는데 이들 연구의 대체적인 결론은 다음과 같다. 육체적 부하는 심박수를 증가시키고 부정맥은 감소시키나, 정신적 부하는 심박수의 증가없이 부정맥만 감소시킨다[4].

또한 몇몇 학자들은 심장의 박동주기를 시계열로 보아 주파수별 분석(Spectral analysis)을 하였는데, 이는 각기 다른 주파수에 존재하는에너지의 양을 관찰하여 심장박동에 미치는 요소들은 조사하기 위한 것인데, 분석결과 심장의기본적인 주파수(0. 1 Hz부근) 외에도 호흡주기의 영향(0. 2 ~ 0. 35 Hz), 작업자체의 영향에 의한 주파수 등이 관찰되었다[15] [23]. 특히 Hitchen 등이 주파수별 분석결과 정신작업시 일어나는 부정맥 감소는 호흡주기의 변화와 상당한 관계가 있다고 하였다[11]. 일반적으로 호흡이심장박동에 미치는 영향을 호흡성 부정맥(Respiratory arrhythmia)이라 하는데, 대체적으로 흡식시에 심박수가 증가되고 호식시에 감소하며 이러한 현상은 특히 어린이들에게 뚜렷이 나타난

다[3].

생리적 측정법의 유용성은 작업내용의 난이도가 생리적인 반응에 의해 계량적으로 나타나기 때문에 관측자의 주관을 배제할 수 있을 뿐 아니라, 작업이나 작업자의 문제가 아닌 작업외적인 환경변수의 영향까지 포함하므로 단순히 작업속도나 성과만으로 작업측정을하는 것보다 합리적이라 할 수 있다[9]. 즉, 같은 작업이라 하더라도 작업환경이 나쁘면 작업자에게 더욱 부담을 주게 되는데 생리적 측정법은 이것까지 반영한다.

2. 연구방법 및 실험

2-1. 연구방법

1-1절에서 소개한 바와 같이 지금까지의 연구는 육체노동이나 정신노동시 부정맥이 감소한다는 사실을 강조하고 있으나, 이러한 불규칙성의 감소가 심박수의 증가로 인한 단순한 박동주기의 단축 때문인지 또는 실제로 박동과정이 균일해지기 때문인지를 밝히지 않고 있다. 이를 간단한 그림모형으로 보면 〈그림 1〉과 같다.

모형①의 경우에는 박동주기의 상대적인 불규칙성은 감소하지 않으나 심박수의 증가로 인해 박동주기가 일정한 비율로 단축되기 때문에 박동주기의 단축비율만큼 박동주기의 표준편차가 줄어들고 단축비율의 제곱만큼 박동주기의 분산은 감소된다. 모형②의 경우가 실제로 박동과정이 균일해지는 경우이며, 여기서는 박동주기의 표준편차는 박동주기의 단축비율 이상으로 줄어들게 된다.

지금까지의 연구는 부정맥의 척도로서 박동주기의 표준편차나 분산을 사용하였기 때문에 부정맥의 감소사실은 밝혔으나, 이러한 부정맥의 감소가 본절에서 제시한 두가지 모형 중에서 어느것에 속하는지를 지적하지 못했다[4][18][19][26]. 심박수가 증가하면 박동주기의 표준편차나 분산은 두가지 모형 모두에서 감소하나, 변동계수(coefficient of variation)는 모형①에서는 변하지 않고 일정할 것이며 모형②에서만 감소할 것이다. 따라서 본 연구에서는 육체적 부하량의 증가(즉, 심박수의 증가)에 따른 변동계수의 변화를 살펴봄으로써 부정맥 감소가 심박수의 증가 때문인지 박동과정의 균일화 때문인지를 밝히고자 한다.

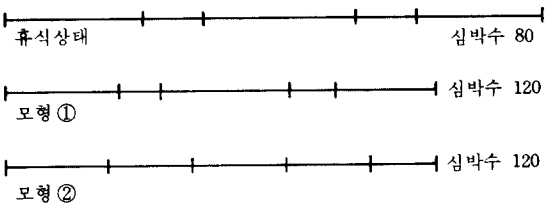
또한 박동주기를 이용한 여러가지 척도와 육체적 부하량과의 관계를 비교 분석하고, 이들 척도를 독립변수로 하고 부하량을 종속변수로 하는 회귀식을 구하여 이를 육체부하 평가의 생리적 모형으로서 제시하고자 한다.

이를 위하여 피실험자 3명을 선정하여 이들로 하여금 treadmill 위를 미리 정해준 5가지 속도로 달리게 하면서, 그동안의 심전도를 이용하여 박동주기를 측정하고 이를 분석하기로 한다.

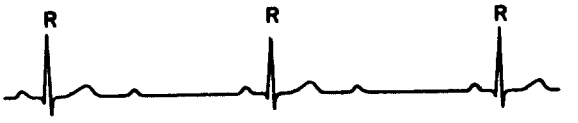
2-2 피실험자 및 실험장치

건강상태가 양호한 남자 대학생 3명을 본 연구의 피실험자로 선택하였다. 심전도는 Hewlett Packard제품의 Bioelectric Amplifier HP8811A를 사용하여 측정하였고, treadmil은 Quinton 제품을 사용하였다. 심전도를 strip chart recorder에 그리면 〈그림 2〉와 같은데, 이 그림의 R-R 간격(R-R interval time)이 박동 주기(cardiac cycle)가 된다.

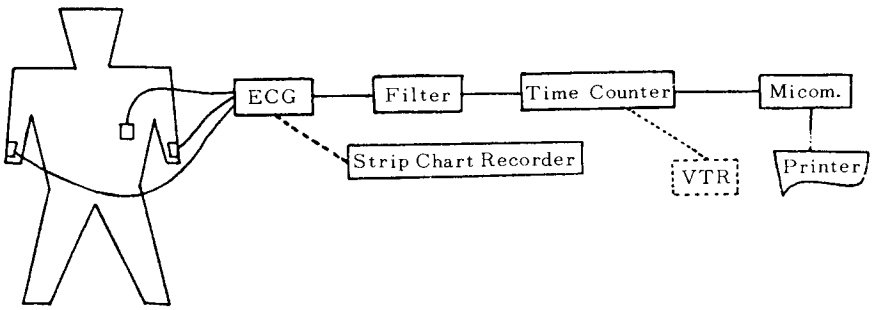
따라서 박동주기를 측정하기 위해서는 R-R 사이의 길이를 측정해야 하는데, 이러한 번거로움을 덜기 위하여, 수정발진기를 이용하여 박동



〈그림 1〉 부정맥 감소의 두가지 모형



〈그림 2〉 심전도(ECG)



〈그림 3〉 실험장치

주기를 계수적으로 보여주는 digital time counter를 제작 사용하였다. 실험장치를 도식적으로 보면 〈그림 3〉과 같다.

Treadmill의 회전속도를 5가지로 정하고, 각 속도수준에서 피실험자로 하여금 그 위를 달리게 한 후 1분 30초에서 2분 30초 사이의 박동주기를 측정하였다. 실험에 사용한 5가지 속도는 30m/분, 60m/분, 90m/분, 120m/분, 150m/분이며 운동을 하지 않는 안정상태(0m/분)를 포함하여 모두 6가지 부하량에서의 박동주기를 측정하였는데, 인접한 속도간의 부하량 차가 등간격이 되도록 설정한 것이다.

신체운동을 하면 심박수가 증가하는데, 이 경우 심박수의 증가는 대부분이 처음 1분간에 발생하고 그 중 절반이 처음 15초만에 증가한다[2]. 이러한 사실을 고려하여 볼 때, 안정된(time invariant) 자료를 얻기 위해서는 운동 시작 후 1분 30초에서 2분 30초사이의 1분간의 박동주기를 사용하는 것이 좋겠다고 판단하였다. 또한 계통오차(systematic error)를 줄이기 위해서 〈표 1〉과 같이 실험순서를 random화 하였다.

〈표 1〉 random화한 실험순서

부하량(m/분) / 실험일	0	30	60	90	120	150
제 1 일	0	1	2	3	4	5
제 2 일	5	4	3	2	1	0
제 3 일	2	3	4	0	5	1
제 4 일	3	5	0	1	2	4
제 5 일	4	2	1	5	0	3
제 6 일	1	0	5	4	3	2

2-4 분석을 위한 측정척도

이미 2-2절에서 지적한 바와 같이 심장박동주기는 심전도 〈그림 2〉의 R-R 사이간격에 해당한다. 심장박동주기를 시계열로 간파하여 i번째 주기를 X_i, 그다음 주기를 X_{i+1}이라 하자. N을 X_i의 측정갯수라 할 때, 본연구에서 사용한 측정척도는 다음과 같이. 이들 척도 중 ⑤, ⑨, ⑩, ⑪은 저자가 새로이 사용한 척도이고, 나머지는 Mulder 등이 사용한 척도이다[18].

① $MEAN = \sum_{i=1}^{N} X_i/N$ (평균박동주기)

② $HR = 60/MEAN$ (분당 박동수)

③ $VAR = \sum_{i=1}^{N} (X_i - MEAN)^2/N$ (분산)

④ $SD = \sqrt{VAR}$ (표준편차)

⑤ $CV = SD/MEAN$ (변동계수)

⑥ $MD = \sum_{i=1}^{N-1} \{X_{i+1} - X_i\}/(N-1)$ (연속된 박동주기차의 평균)

⑦ $VD = \sum_{i=1}^{N-1} (X_{i+1} - X_i)^2/(N-1)$ (차의 분산)

⑧ $SDD = \sqrt{VD}$ (차의 표준편차)

⑨ $CVD = SDD/MD$ (차의 변동계수)

⑩ $RANGE = MAX\{X_i\} - MIN\{X_i\}$ (박동주기의 범위)

⑪ $SUBRN = 95$ percentile of X_i value -5 percentile of X_i value (90% 범위)

3. 실험결과의 분석

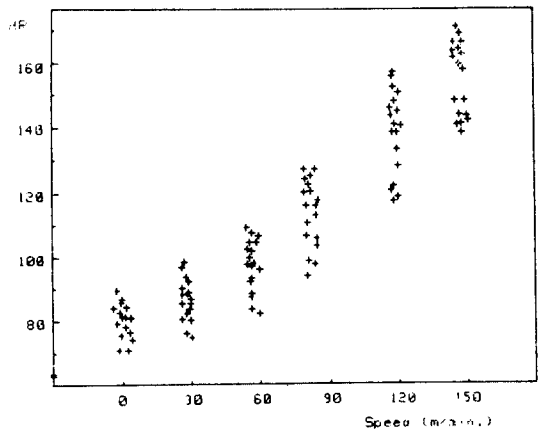
3－1. 측정척도와 부하량과의 관계

2－4절에서 정의한 측정 척도를 독립 변수로 하고 부하량을 종속변수로 한 단순회귀식과 상관계수 R 값이 〈표 2〉에 있는데, 이를 보면 육체적 부하를 평가하는 경우에는 심박수(HR) 가 상당히 좋은 척도임을 알 수 있으며, 심박수 외에도 박동주기의 표준편차(SD), 범위(RANGE) 90% 범위(SUBRN) 등도 육체적 부하량을 어느 정도 잘 반영함을 알 수 있다.

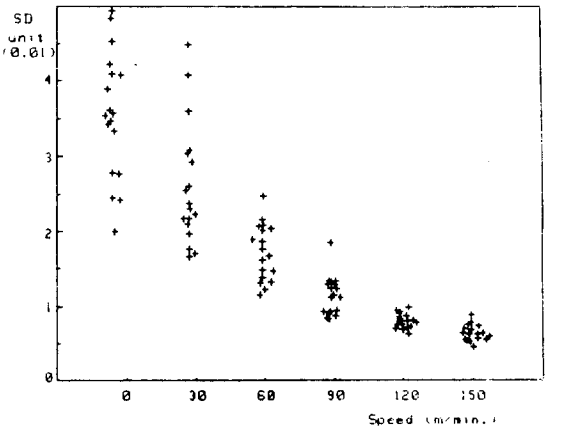
이들 중 부하량과 상관관계가 큰 몇몇 척도들을 그래프로 나타내면 〈그림 4〉에서 〈그림 7〉과 같은데, 여기서 X축은 부하량(treadmill 의 회전속도)을 나타내고 Y축은 측정척도의 값을 나타낸다.

〈표 2〉 부하량과 측정척도의 관계

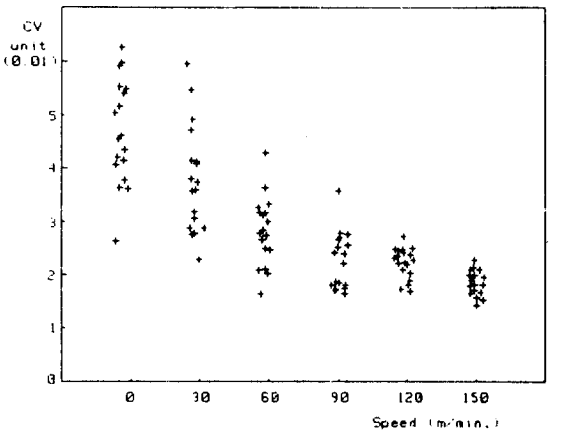
측정척도	회 귀 식	상관계수(R)
MEAN	SPEED=−325.99MEAN+259.57	−0.952
HR	SPEED=1.5359HR −100.19	0.941
VAR	SPEED=−66820.3VAR+104.85	−0.741
	SPEED=0.00509(1/VAR)+31.78	0.825
SD	SPEED=−3810.5SD+142.68	−0.852
	SPEED=18.7427(1/$\sqrt{SD}$)−86.85	0.918
CV	SPEED=−3305.7CV+170.89	−0.766
MD	SPEED=−5854.1MD+143.73	−0.683
VD	SPEED=−279172.8VD+105.28	−0.596
SDD	SPEED=−7736.2SDD+148.35	−0.651
CVD	SPEED=58.94CVD+24.31	0.272
RANGE	SPEED=−861.67RANGE+142.18	−0.862
	SPEED=32.9657(1/$\sqrt{RANGE}$)−63.52	0.875
SUBRN	SPEED=−983.46SUBRN+139.47	−0.858
	SPEED=31.1906(1/$\sqrt{SUBRN}$)−68.55	0.894



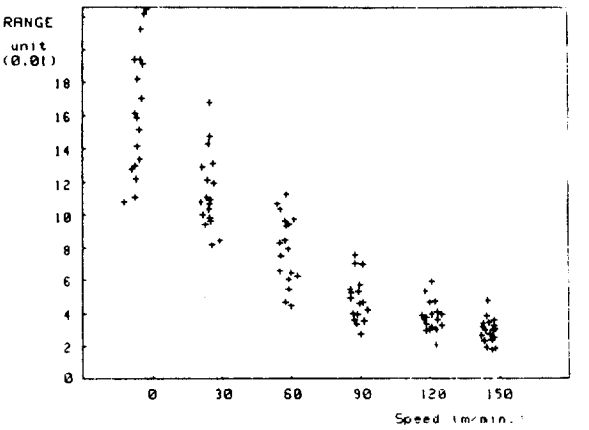
〈그림 4〉 HR과 부하량과의 관계



〈그림 5〉 SD와 부하량과의 관계



〈그림 6〉 CV와 부하량과의 관계

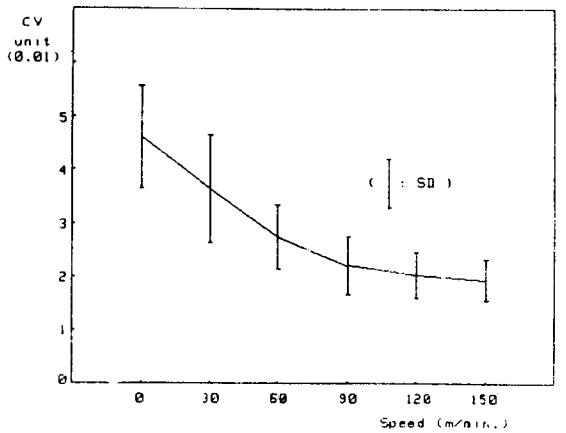


〈그림 7〉 RANGE와 부하량과의 관계

3－2 부정맥의 감소양상

3－1절의 〈그림 6〉을 보면 박동주기의 변동계수(CV)는 부하량의 증가에 따라 그값이 작아지는 것을 볼 수 있는데 이는 2－1절에서 제기한 문제의 해답을 준다. 즉, 부하량의 증가에 따른 부정맥 감소는 심박수의 증가로 인한 박동주기의 단축 때문이 아니고, 박동과정 자체가 균일해지기 때문이라고 말할 수 있다.

〈그림 8〉을 보면 부하량의 증가에 따라 부정맥이 감소하는 것 외에도 부하량이 작은 곳일수록 변동계수의 감소량이 큰 것을 알 수 있다. 즉, 부하량이 증가할수록 박동주기의 규칙성은 증가하지만, 이 규칙성의 증가율(부정맥의 감소율)은 점차 둔화된다.



〈그림 8〉 부하량과 변동계수의 관계

3－3 생리적 부하측정 모형

2－4절의 측정척도들을 독립변수로 하고 부하량을 종속변수로 하여 stepwise multiple regression을 한 결과 다음과 같은 회귀식을 얻었다[21]. Regression시 변수의 첨가기준으로 사용한 F값의 한계치는 $F(0.99 : 1, 40) = 7.31$ 이었다.

부하량 $= 1.12\,HR - 321.80\,RANGE - 28.01$

$R = 0.961$ $\quad R^2 = 0.924$

여기서 종속변수로 사용한 부하량을 tread mill의 회전속도에 상당하는 육체적 부담이라고 생각하면, 이 식을 육체적 부하의 평가모형으로 이용할 수 있을 것이다. 일반적으로 육체적 부하를 평가하는 경우에는 심박수(HR)만이 사용되고 있는데, 이 경우를 보면

부하량 $= 1.536\,HR - 100.19$

$R = 0.941$, $\quad R^2 = 0.885$이다.

따라서 박동주기의 범위(RANGE)를 고려함으로써 R^2값이 약 4% 증가한 것을 알 수 있다.

3－4 결과의 검토

1－2절에서 소개한 바와 같이 심박수가 육체적 부하량을 평가할 수 있는 좋은 척도임이 이미 알려져 있으며, 이는 본 연구의 3－1절에서도 확인 된 바 있다.

그러나, 이를 작업측정에 이용하려면 개인차가 적어야 한다. 이를 알아보기 위하여 부하량과 상관관계가 큰 몇가지 척도에 대하여 분산분석(ANOVA)을 행하여, 경노동(속도수준 0m/분 30m/분, 60m/분)의 경우 아래와 같은 결과를 얻었다.

측정척도	상관계수	개인차의 유의수준
HR	0.78	0.001
SD	−0.73	0.062
CV	−0.66	0.515
RANGE	−0.79	0.771

이를 보면 심박수(HR)는 부하량과 높은 상관관계를 갖으나, 개인차가 심하다는 것을 알 수 있다. 반면에 박동주기의 범위(RANGE)는 부하량과 상관관계도 클 뿐 아니라 개인차도 별로 없음을 알 수 있다. 그러므로 생리적 작업측정을 위해서는 경노동의 경우 종래의 심박수 보다는 박동주기의 범위를 사용하는 것이 바람직하다 할 수 있겠다.

4. 결 론

본 연구의 결과를 요약하면 다음과 같다.

① 작업부하가 증가할수록 부정맥은 감소한다.

② 작업부하가 증가할수록 부정맥 감소는 점

차 둔화된다.

③ 육체작업시 나타나는 부정맥 감소는 심박수의 증가로 인한 박동주기의 단축 때문이 아니라, 실제로 박동과정이 균일해지기 때문이다.

④ 작업부하량 측정모형은 다음과 같다.

$$\text{작업부하량} = 1.12\,HR - 321.80\,RANGE - 28.01$$

$$R = 0.961 \qquad R^2 = 0.924$$

⑤ 경노동의 작업측정에는 종래의 심박수보다는 개인차가 적은 박동주기의 범위를 사용하여야 한다.

참 고 문 헌

[1] Astrand, P. O., and Rodahl, K., *Textbook of Work Physiology*, McGraw Hill, 1970.

[2] Barnes, R. M., *Motion and Time Study*, 7th Ed., John Wiely & Sons Inc., 1978.

[3] Berne, R. M., and Levy, M. N., *Cardiovascular Physiology*, 2nd Ed., The C. V. Mosby Co., 1972.

[4] Boyce, P. R., "Sinus Arrhythmia as a Measure of Mental Load", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 85~98, 1973.

[5] Chaffin, D. B., "Electromyography-A Method of Measuring Local Muscle Fatigue", *The Jr. of MTM*, Vol. 12, No. 2, pp. 29-36, 1969.

[6] Edholm, O. G., *The Biology of Work*, World University Library, 1967.

[7] Ekey, D. C., and Hall, T. J., "Operational Methodology for Evaluating Physiological Costs", *The Jr. of I. E.*, Vol. 12, No. 4, pp. 243~252, 1961.

[8] Ettema, J. H., and Zielhuis, R. L., "Physiological Parameters of Mental Load", *Ergonomics*, Vol. 14, No. 1, pp. 137~144. 1971.

[9] Firth, P., "Psychological Factors Influencing the Relationship between Cardiac Arrhythmia and Mental Load" *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 5~16, 1973.

[10] Greene, J. H., Morris, W. H. M., and Wiebers, J. E., "A Method for Measuring Physiological Cost of Work", *Jr. of I. E.*, Vol. 10. No. 3, pp. 180~184, 1959.

[11] Hitchen, M., Brodie, D. A., and Harness, J. B., "Cardiac Responses to Demanding Mental Load", *Ergnomics*, Vol. 23, No. 4, pp. 379~385, 1980.

[12] Kalsbeek, J. W. H., "Sinus Arrhythmia and the Dual Task Method in Measuring Mental Load.", In *Measurement of Man at Work*(Ed. W. T. Singleton, J. G. Fox and D. Whitfield), Taylor and Francis, 1971.

[13] Kalsbeek, J. W. H., "Do You Believe in Sinus Arrhythmia ?", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 99~104, 1973.

[14] Karpovich, P. V., and Sinning, W. E., *Physiology of Muscular Activity*, Saunders Company, 1971.

[15] Luczak, H., and Laurig, W., 'An Analysis of Heart Rate Variability", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 85~98, 1973.

[16] Milošević, S., "Vigilance Performance and the Amplitude of EEG Activity", *Ergonomics*, Vol. 21, No. 11, pp. 887~894, 1978.

[17] Moores, B., "A Comparison of Workload Using Physiological and Time Study Assessment", *Ergonomics*, Vol. 13, No. 6, pp. 769~776, 1970.

[18] Mulder, G., "Mental Load and the Measurement of Heart Rate Variability", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 69~83, 1973.

[19] Mulder, G., "Sinus Arrhythmia and Mental Work Load", In *Mental Workload*(Ed. N. Moray), Plenum Press, 1979.

[20] Murrell, K. F. H., *Ergonomics*, Chapman and Hall, 1975.

[21] Neter, J., and Wasserman, W., *Applied Linear Statistical Models*, Richard D. Irwin, Inc., 1974.

[22] Niebel, B. W., *Motion and Time Study*, 6th Ed., Richard D. Irwin, Inc, 1976.

[23] Opmeer, C. H. J. M., "The Information Content of Successive RR－Interval Times in the ECG. Preliminary Results Using Factor Analysis and Frequency Analysis", *Ergnomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 105～112, 1973.

[24] Ortengren, R., Andersson, G., Broman, H. Magnusson, R., and Petersén, I., "Vocational Electromyography : Studies of Localized Muscle Fatigue at the Assembly Line", *Ergonomics*, Vol. 18, No. 2, pp. 157～174, 1975.

[25] Rohmert W., Laurig, W., Philipp, U., and Luczak, H., "Heart Rate Variability and Work-Load Measuremnnt", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 33～44, 1973.

[26] Rompelman, O., "The Assessment of Fluctuations in Heart-Rate", In *The Study of Heart-Rate Variability*(Ed. R. I. Kitney and O. Rompelman), Oxford University Press, 1980.

[27] Sanchez, J., Monod, H., and Chabaud, F., "Effects of dynamic, static and combined work on heart rate and oxygen consumption", *Ergonomics*, Vol. 22, No. 8, pp. 935～943, 1979.

[28] Vogt, J. J., Meyer-Schwertz, M. Th., Mertz, B., and Foehr, R., "Motor, Thermal and Sensory Factors in Heart Rate Variation : A Methodology for Indirect Estimation of Intermittent Muscular Work and Environmental Heat Load", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 45～60, 1973