

점증부하운동 시,
실시간 환기역치 지점 검출을 위한
알고리즘 개발에 관한 연구

연세대학교 대학원
의 공 학 과
최 우 혁

점증부하운동 시,
실시간 환기역치 지점 검출을 위한
알고리즘 개발에 관한 연구

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2009년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

최 우 혁

최우혁의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 申泰民 

심사위원 김한성 

심사위원 이응훈 

연세대학교 대학원

2009년 12월 일

감사의 글

나름의 꿈을 지니고 무엇인가를 얻고자 진학하였던 대학원 석사과정이 불과 얼마 지나지도 않은 것 같은데 어느덧 졸업이라는 시간이 다가왔습니다. 처음 연구실에 들어왔을 때 어렵고 낯설었던 기분은 여전히 미숙하긴 하지만 처음과는 달리 익숙해진 느낌으로 제게 다가옵니다. 비로소 부족하지만 이 논문을 완성할 수 있었던 원동력은 많은 분들의 격려와 도움이 있었기에 부족한 제가 이렇듯 작은 결실을 이룰 수 있었습니다.

먼저, 본 논문이 있기까지 아낌없는 조언과 격려를 해주시고 학문과 연구 방향을 제시해주신 신태민 교수님께 진심으로 감사의 인사를 드립니다. 그리고 바쁘신 와중에도 세심하게 논문을 지도해주신 김한성 교수님과 이용흠 교수님께 감사드립니다. 또한, 학부생활에서부터 석사과정에 이르기까지 많은 가르침을 주시고, 늘 학과의 발전을 위해서 노력하시는 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김영호 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 정병조 교수님, 김경환 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 김지현 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 권기운 교수님, 임도형 교수님께 감사드립니다.

하루의 절반 이상을 같이 동거동락하며 즐거운 일, 슬픈 일을 함께했던 우리 컴퓨터 연구실 식구들께 감사의 마음을 전합니다. 연구실의 큰 형으로써 항상 후배들보다 앞장서 어려운 일, 힘든 일을 도맡아하신 태균형, 말썽도 많이 부리는 저한테 싫은 내색도 한 번 안하시는 균정형, 연구실 생활은 같이 못했지만 많은 도움을 주신 덕현형, 비록 졸업은 하셨지만 항상 먼저 전화해주시고 격려해주시는 정신적 지주 같은 용현형과 동하형, 현학형, 은근형, 진욱형께도 감사드립니다. 대학원 동기 동수, 선배 재원이와 막내 철희에게도 고마움을 전합니다. 같은 연구실은 아니지만 제게 많은 도움을 주시는 명현형, 연식형, 상오형과 동기 성준, 재연, 효민이에게도 고마움을 전합니다. 또 실험을 도와주신 의과대학 운동의학연구실의 심윤복 선생님께 감사의 인사를 전합니다.

남들은 잘 못하는 쓴 소리와 격려를 아낌없이 해주는 늘 고마운 은혜 누나, 01

학번 동기 원협, 휘헌, 진, 훈경, 창환, 명진, 경봉, 소영이와 세상에 제게 들도 없이 소중한 고향 친구들인 두환, 형식, 석환, 영배와 기선에게도 진심으로 고마움을 전합니다.

끝으로 저를 절대적으로 믿어주시고 힘이 되어주신 사랑하는 가족들에게 감사와 사랑을 전하고 싶습니다. 늘 자기는 모자라도 동생들 챙겨주기 바쁜 우리 누나, 부족한 저를 오빠라고 따라주는 동생 윤은, 그리고 할머니와 할아버지께 감사의 마음을 전합니다. 제가 세상에서 제일 존경하고 당신들의 아들로 태어난 것일 한 번도 후회하지 않을 수 있도록 해주신 아버지와 어머니께 감사의 인사와 사랑한다는 말을 전합니다. 두 분이 계셨기 때문에 이 작은 노력의 결실을 맺을 수 있었기에 두 분께 이 논문을 바칩니다.

2009년 12월

최 우 혁 올림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	iv
국문 요약	v
제1장 서론	1
제2장 이론적 배경	4
2.1 환기역치(Ventilation Threshold)의 개념	4
2.2 환기역치 지점 결정을 위한 생리학적 파라미터	6
2.3 기존의 환기역치 지점 결정 방법	8
1) Visual method	8
2) V-slope method	8
3) D-max method	9
4) CUSUM(Cumulative summation) method	9
5) Combined method	11
제3장 연구 방법	12
3.1 연구 방향	12
3.2 연구 대상	13
3.3 연구방법 및 실험과정	14
1) 측정 도구	14
2) 실험 방법 및 과정	15
3.4 환기역치 지점 검출 알고리즘	17
1) 초기 직선(Initial straight line) 설정	20
2) 최대 y 절편(Maximal y-intercept) 결정	22
3) 기준선(New straight line) 설정	24
4) 시작점(Starting point) 결정	26

5) 환기역치 지점의 결정	27
3.5 통계 분석	28
제4장 실험 결과	29
4.1 실시간 환기역치 지점 결정을 위한 회귀 모형 결정 및 회귀 수식 도출	29
1) 초기 기울기 및 초기 y 절편 결정	29
2) 최대 y 절편 결정	31
3) 기준선 결정을 위한 각각의 VT y 절편 결정	36
4.2 실시간 환기역치 지점 결정 알고리즘에 의해 결정된 환기역치 지점의 검증	38
제5장 고 찰	41
제6장 결 론	44
참고 문헌	46
ABSTRACT	50

그림 차례

그림 3.1 실험 환경 및 실험 진행 모습	15
그림 3.2 운동시간에 따른 심박수 변화 그래프	17
그림 3.3 실시간 환기역치 지점 결정을 위한 알고리즘 순서도	19
그림 3.4 초기 기울기 및 y 절편에 따른 직선 적용	21
그림 3.5 초기 기울기 및 최대 y 절편에 따른 직선 적용	23
그림 3.6 운동 중 측정된 운동 시간 - 심박수 그래프에 기준선을 적용	25
그림 3.7 운동 중 심박수가 연속적으로 기준선 이상이 되는 시점	26
그림 3.8 실시간 환기역치 지점 검출 알고리즘으로 결정된 환기역치 지점과 호흡가스 분석기에 의해 자동으로 출력된 환기역치 지점	27
그림 4.1 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편	30
그림 4.2 각 피험자의 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편	30
그림 4.3 최대 y 절편과 변인들 간의 상관관계	32
그림 4.4 각 피험자의 운동 종료 후 호흡가스분석기의 데이터를 이용하여 결정한 최대 y 절편과 운동초기 회귀 수식을 통해 결정한 최대 y 절편	35
그림 4.5 최대 y 절편의 40%와 60% 지점의 기준선을 위한 y 절편	37
그림 4.6 각 피험자의 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 40% 및 60% VT y 절편	37
그림 4.7 각각의 방법으로 결정된 환기역치 지점에서의 운동시간	38
그림 4.8 각각의 피험자에 대한 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점과 실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기 역치 지점간의 개별적 차이	40

표 차례

표 3.1	피험자의 신체적·생리적 특징	13
표 3.2	측정도구 및 용도	14
표 3.3	Modified bruce protocol	16
표 4.1	운동초기 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편 기술통계량	29
표 4.2	호흡 가스 분석기의 데이터에 의해 결정된 최대 y 절편과 변인들 간의 상관관계	31
표 4.3	회귀 수식 도출을 위해 분석에 이용한 변수	33
표 4.4	회귀 모형 요약	33
표 4.5	최대 y 절편 추정 회귀 계수	34
표 4.6	기준선 결정을 위해 결정된 각각의 VT y 절편의 기술통계량	36
표 4.7	실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 운동종 료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점에 서의 운동 시간간의 대응표본 통계량	39
표 4.8	실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 운동종 료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점에 서의 운동 시간간의 대응표본 검정	39

국문 요약

점증부하 운동 시, 실시간 환기역치 지점 검출을 위한 알고리즘 개발에 관한 연구

개인의 운동수행 능력을 평가하는데 이용되는 무산소성 역치 지점을 결정하는 기존의 방법들에는 대표적으로 젓산역치를 이용한 방법이나 환기역치를 이용한 방법 등이 있다. 그렇지만 이 방법들이 사용하는 생리학적 파라미터는 운동 중 연속적이고 침습적인 방법으로 혈액을 채취하거나, 비록 비침습적이지만 운동자에게 구속감, 불편함을 제공할 수 있는 장비를 착용하여 호흡가스 분석을 실시해야한다.

또한, 이러한 지점을 결정하기 위해서 일반적으로 V-slope, D-max 등과 같은 다양한 방법들을 사용하지만, 이러한 방법들은 운동이 종료된 이후에만 적용 및 이에 따른 사용자 피드백이 가능하다는 한계성을 가지고 있다.

따라서 본 연구에서는 비교적 간단하고 연속적이며 비침습적으로 측정이 가능하며, 운동 중 운동자의 구속감 및 불편함을 최소화시킬 수 있는 심박수를 이용하여 실시간으로 환기역치 지점을 검출하고, 이를 운동자에게 피드백할 수 있는 알고리즘을 설계하였다. 이를 위한 실험으로 트레드밀에서 점증부하운동 실험을 실시하였고, 운동 동안 호흡가스분석을 실시하여 운동종료 후 환기역치 지점을 결정하였다.

알고리즘에 사용된 회귀 모형 및 구성된 회귀 수식에 따라 예측된 변수들은 운동종료 후, 운동 중에 운동자로부터 실제 측정된 데이터를 이용하여 유효성을 확인 및 검증하였다. 또한, 알고리즘에 따라 실시간으로 검출된 환기역치 지점은 운동종료 후 호흡가스분석에 따라 결정된 환기역치 지점과 통계적으로 비교·평가

하여 이를 검증하였다.

알고리즘에 따라 검출된 환기역치 지점을 검증해 본 결과 기존의 호흡가스 분석방법으로 결정된 환기역치 지점과 비교하여 유의한 결과를 나타내었기 때문에, 본 연구에서 제안한 알고리즘이 유효함을 확인할 수 있었다. 또한, 알고리즘이 간단하고, 이식성이 뛰어나기 때문에 넓은 범위에 적용 가능하며, 그에 따라 운동능력의 실시간 피드백을 통해 운동자의 現신체 상태에 적합한 운동을 수행할 수 있다.

핵심 되는 말 : 환기역치, 점증부하운동, 실시간 검출

제 1 장 서 론

오늘날 생활수준과 산업의 발달로 인해 현대인들은 인위적으로 개발된 환경에서 생활하는 시간이 늘어났다. 또한, 기계와 장치들의 발전으로 자동화 및 기계화가 이루어짐으로서 육체적인 편안함도 가질 수 있게 되었다. 그렇지만 서구화된 생활양식의 변화에 따른 불안정한 작업환경은 동시에 사회 구성원들의 과체중 및 비만 인구의 지속적인 증가등과 같은 신체의 이상 상태 또는 질병의 원인이 되고 있다. 이에 따라, 현대 사회의 구성원들의 건강에 대한 관심의 증대와 동시에 일상생활의 한 부분으로 운동을 통한 건강한 신체 상태 유지를 위해 노력하고 있다.

실제로, 규칙적인 운동은 운동을 하는 사람을 기분 좋게 그리고 보기 좋게 만들어주며, 일상적인 업무를 수행하는데 있어 추가적인 활력과 에너지를 제공할 뿐만 아니라 운동을 함에 있어 가장 중요한 목적인 신체적, 정신적 건강 상태를 향상시킬 수 있다[31]. 또한 규칙적인 운동을 꾸준히 하는 것이 수명을 1~2년 이상 연장시키고[27], 심장질환, 당뇨병의 위험을 감소시키며, 노년기 동안에도 작업능력을 유지[31]시키는 등 운동의 필요성이 강조되고 있다.

그러나 일반적인 정상 강도를 넘어서는 '과도한 운동'은 집중력 감소, 피로 축적, 판단력 저하, 신체 기능마비, 불면 등의 정신적·신체적 질병이 발생하는 원인이 될 수 있고, 노화, 근육 손상, 부상에서부터 심각하게는 사망에 이르는 등 건강에 치명적인 악영향을 초래할 수도 있다.

이와 같이 건강 유지 증진의 수단으로서 실시되는 운동은 그 목적을 충족하기 위해 운동의 질과 양의 선택이 필요하게 되었으며, 그에 따라 '운동 처방'이라는 새로운 단어를 발생하게 하였다[4]. 즉, 개인의 체력수준에 적합하지 않은 특정수준 이상의 강도 이전에 운동량을 줄임으로 해서 과도한 운동을 미연에 방지하고 적정량의 운동을 꾸준히 실시해야 한다. 이를 위한 개인의 운동능력을 평가할 수 있는 객관적이며 대표적인 지표인 최대산소섭취량(Maximal oxygen uptake, VO_{2max})과 무산소성 역치(Anaerobic Threshold, AT) 및 최대심

박수(Maximal heart rate, HR_{max}) 등을 바탕으로 개인의 체력수준 및 건강상태를 평가하는 연구가 진행되어 왔다[30].

많은 운동 생리학자들에 의해서 무산소성 역치가 개인의 운동 수행 능력을 반영하고 있음이 확인되었을 뿐만 아니라[2][13][18][24], 운동처방 시 운동량을 설정함에 있어서 최대산소섭취량이나 최대심박수보다 더 좋은 생리학적 기준으로 인정되고 있다. 그에 따라 무산소성 역치를 기준으로 운동 강도를 설정할 경우, 무산소성 역치 이상의 운동 강도에서 지구성 트레이닝 시 무산소성 역치를 증가시킬 수 있음이 확인되었지만, 일반인 혹은 체력이 약한 사람이 무산소성 역치 이상의 운동은 심장에 과도한 부담을 주어 위험할 수 있기 때문에[34] 무산소성 역치 이하의 운동이 바람직하다고 할 수 있다.

무산소성 역치는 운동 중 혈액 채취를 통한 젖산역치(Lactate Threshold, LT)의 이용에서부터, 운동 중 호흡 가스 분석을 통한 환기역치(Ventilation Threshold, VT)의 이용 등, 이후 측정하기 쉽고 정확하고 객관적인 방법에 관한 연구가 현재까지 지속되고 있다. 무산소성 역치 지점을 결정하기 위해서 운동 중 연속적이고 침습적으로 채취한 혈액의 혈중 젖산 농도를 분석하는 젖산역치의 이용에 비해서 운동자의 호흡가스 분석을 이용하는 환기역치는 젖산역치와 측정 결과의 차이가 크지 않을 뿐만 아니라 비침습적이고 젖산역치의 측정보다 비교적 간편하게 측정할 수 있기 때문에 현재까지도 다른 생리학적 파라미터를 연구하는데 있어서 그 기준을 제공하는 용도로 널리 사용되고 있다.

그렇지만 이러한 호흡가스 분석을 위해서는 고가의 장비가 설치되어있는 실험실에서만 가능하기 때문에 장소의 제약이 심하고, 비록 비침습적이긴 하지만 운동자가 가스마스크와 같은 부가적인 장비를 착용해야하므로 운동 중 구속감을 배제하기 어렵다. 따라서 운동 중 심박수(Heart rate, HR), 혈압(Blood pressure, BP) 등과 같은 비침습적이며 비교적 측정이 간단할 뿐만 아니라 운동자의 구속감을 최소화할 수 있는 생리학적 파라미터를 통해 환기역치 지점을 찾고자 하는 연구가 지속적으로 진행되고 있다.

또한, 혈중 젖산 농도, 호흡가스 분석, 심박수 및 혈압과 같은 다양한 생리학적 파라미터의 운동 중에서의 변화에서 무산소성 역치 지점을 결정하는 방법

에 관한 연구도 지속되고 있다. 이러한 방법들 중 대표적으로 전문가의 시각적이고 주관적인 판단에 의존하는 Visual 방법에서 부터 최소제곱법(Least square method)을 이용한 선형회귀 분석을 통한 V-slope 방법[33], 다항식 곡선 적합을 이용한 D-max 방법[8][22] 등이 있다. 그렇지만 이들 방법들은 운동이 종료된 이후에만 젓산역치나 환기역치 지점을 결정할 수 있다는 한계성을 가지고 있기 때문에, 운동 중에는 운동자에게 실시간으로 이를 피드백하여 운동량을 자가 조절하도록 유도할 수가 없다.

따라서 본 논문에서는 운동 중 비침습적이며 간편하게 측정이 가능하며 운동자에게 최소한의 구속감만을 제공하는 생리학적 파라미터를 이용하여 실시간으로 환기역치 지점을 검출하고, 그에 따른 피드백을 통해 운동자가 운동량을 자가 조절할 수 있도록 유도하여 개인의 신체 특성에 적합하지 않은 과도한 운동을 미연에 방지할 수 있는 알고리즘을 제시하고 이를 적용해보고자 한다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 환기역치(Ventilation Threshold)의 개념

환기(Ventilation, V_E)란 폐로부터 또는 폐로 들어가는 대량의 흐름과정에 의한 공기의 움직임의 의미한다. 호흡 중 폐 구획은 외부환경에 대해 그리고 대기 공기의 압력, 온도, 습도에 따라 열리게 된다. 폐의 공기와 대기공기 간의 압력차는 환기 근육들에 의해 발생된다. 들이마시는 중에 폐는 팽창되는데, 이는 흡기 근육의 수축 때문이며, 이는 폐의 압력을 감소시키고 대기로부터 공기가 폐로 유입되도록 해준다. 내쉬는 동안에는 호기 근육의 수축이 폐활량을 감소시키고 폐로부터 대기 중으로 공기를 보내는 압력을 증가시킨다. 이러한 경로는 환기가 안정 시 6L/min에서 최대운동 시 150L/min까지 폐를 통한 기류를 증가하기 때문에 운동 중 매우 중요하다. 최대 수의 호흡 중 환기는 200L/min을 초과할 수 있다[15][29]. 폐환기의 커다란 변화는 몇 초 안에 일어나고 호흡 빈도와 일회 호흡량의 증가로부터 발생된다[28].

$$\text{환기}(V_E)(L/\text{min}) = \text{빈도}(br/\text{min}) \times \text{일회호흡량}(L) \quad \text{<식 2.1>}$$

이러한 호흡 운동은 뇌의 연수에 위치한 호흡조절중추(Pneumotaxic center)의 조절로 이루어지는데 폐를 지배하는 미주신경가지들 호흡조절중추가 자극함으로써 폐의 팽창과 수축을 조절하여 호흡운동이 일어나게 되는 것이다. 호흡조절중추는 일반적으로 혈액 내 산소의 감소에 따른 저산소증(Hypoxia), 이산화탄소의 증가에 따른 호흡성 산중독(Respiratory acidosis), 수소이온 농도의 증가로 인한 대사성 산중독(Metabolic acidosis)에 따라 영향을 받는다[12].

운동 시에는 해당과정(Glycolysis)에 의해서 생성된 근육 내의 젖산과 수소이온(H^+)이 혈액의 수소이온 농도를 증가시키고, 또한 생성된 젖산이 수소원자와

결합하여 이산화탄소를 생성하여 이로 인해 체내의 이산화탄소 분압을 상승시켜 호흡조절중추를 자극하게 되며 그에 따라 환기량이 증가하게 된다[12][14]. 또한, 운동 강도가 높아질수록 증가된 수소이온 농도에 의한 대사성 산중독 현상에 따라 말초화학수용기의 자극을 받게 되고 이에 따라 환기량은 이산화탄소 증가율과의 비례관계를 벗어나 더 크게 증가하게 된다[1][4][11].

이러한 대사성 산중독 현상과 호흡가스 교환에 관련된 변화들이 발생한 시점의 산소섭취량 혹은 운동 강도 수준을 무산소성 역치로서의 환기역치라 한다[33]. 일반인의 경우, 이 시점에서 대체로 심박수가 약 140~160회/분이고 최대 산소섭취량의 40~60%인 수준에서 나타나며, 혈중젖산 수준이 안정 시 수준보다 1mM 이상 급격하게 증가하는 시점인 젖산역치와 일치하거나 약간 뒤에 발생한다. 계속적으로 운동 강도를 점증시켜 운동을 수행할 경우, 환기량이 2차적으로 보다 급격한 증가양상을 보이는데, 이 시점에서의 혈중 젖산농도는 대체로 4mM로 체내에 축적되기 시작하는 시점(OBLA)이며, 심박수는 160~190회/분에 도달하고 최대산소섭취량의 60~90% 수준에서 발생한다[3].

체내 젖산축적은 근통증과 피로의 원인이 되며, 이는 개인의 신체상태 및 운동능력에 적합하지 않은 과도한 운동을 했음을 반영한다고 할 수 있다[3]. 즉, 일반인의 경우, 일상생활에 지장을 받지 않으면서 건강 유지 및 관리의 목적을 가짐에 있어 체내에 젖산이 축적되기 시작하기 이전 단계, 즉 환기역치 이전의 운동 강도 및 시점에서 운동을 종료하는 것이 적합하다.

2.2 환기역치 지점 결정을 위한 생리학적 파라미터

운동 중 운동자의 환기량(Ventilation, V_E), 산소섭취량(Oxygen consumption, VO_2), 이산화탄소배출량(Carbon dioxide production, VCO_2), 최대산소섭취량(Maximal oxygen uptake, VO_{2max}) 등의 생리학적 파라미터를 이용하여 환기역치 지점을 결정하는 다양한 연구가 현재까지 진행되고 있다. 그렇지만 이러한 생리학적 파라미터들은 운동 중 호흡가스 분석기와 연결된 가스마스크를 착용하고 운동하여야 하기 때문에 운동자에게 구속감 혹은 불편함 및 불쾌감을 제공할 수 있다. 또한, 호흡 가스 분석은 고가의 장비가 설치되어있는 실험실 환경에서만 가능하기 때문에 공간적인 제약이 심하다.

그렇기 때문에 운동 중, 심박수(Heart rate, HR), 최대심박수(Maximal heart rate, HR_{max}), 심박변이율(Heart rate variability, HRV), 혈압(Blood pressure, BP), 박동량(Stroke volume, SV), 운동 시간(Exercise time) 혹은 운동 강도(Work rate, WR) 등을 이용하여 환기역치 지점을 결정하고 이를 호흡가스 분석기를 이용하여 결정한 환기역치 지점과 비교·평가하는 연구가 계속되고 있다.

그 중 심박수는 점증부하운동 중에 산소섭취량과 선형적으로 비례하여 증가하기 때문에 운동 강도 혹은 운동 시간에 대한 산소섭취량과 심박수(WR- VO_2 versus WR-HR 혹은 Time- VO_2 versus Time-HR)와의 관계는 거의 유사하다 [7]. 또한 심박수 역치 지점(Heart rate deflection point, HR_{Def})은 체내에 젖산이 축적되는 시점과 거의 일치할 뿐만 아니라 산소섭취량 역치 지점(VO_2 deflection point, VO_{2Def})과 거의 유사하다. 따라서 비교적 간단하고 정확하게 측정할 수 있으며, 운동 중 운동자에게 구속감 및 불쾌감을 최소한으로 제공할 수 있는 심박수를 이용하여 환기역치를 결정할 수 있다[5]-[7][9][10][16][17][19]-[21][25].

또한, 점증부하운동 중에 환기역치 지점의 결정에 있어 많은 연구자들은 환기량, 산소섭취량, 이산화탄소배출량의 상호관계(ex. Ventilation versus Oxygen

uptake, Oxygen uptake versus Carbon dioxide production, etc.)에 대해 생리학 적 기초 현상을 바탕으로 가정을 하게 되며, 그에 따라 이러한 생리학적 가 설을 배제하고 단순히 운동시간에 대한 생리학적 파라미터의 비선형적 증가 (ex. Ventilation versus Time, Oxygen uptake versus Time, Carbon dioxide production vs Time, etc.) 자체만으로 환기역치 지점을 판단해야 한다고 주장 하였다[32]. 따라서 운동 시간에 따른 심박수(Heart rate versus Time)의 비선형 적 증가지점을 검출함으로써 앞서 제시한 생리학적 가정 및 가설을 배제하여 환기역치 지점을 결정할 수 있다.

2.3 기존의 환기역치 지점 결정 방법

오랜 기간 여러 분야에서 수많은 방법과 방식으로 환기역치 지점을 명확하게 결정하기 위한 연구가 진행되어 왔다. 그 중 대표적인 환기역치 지점 결정 방법들은 다음과 같다.

1) Visual method

점증부하운동 시, 이산화탄소 배출량은 산소섭취량과 비례하여 어느 시점까지 병행하여 직선적인 증가양상을 보인다. 이후, 이산화탄소 배출량은 산소섭취량에 비하여 급격하게 증가하는 지점이 나타나는데, 일반적으로 이 시점을 환기역치라 하고, 운동 종료 후 산소섭취량 - 이산화탄소 배출량(VO_2 versus VCO_2) 그래프를 바탕으로 전문가가 시각적으로 판단하여 결정한다[26]. 그렇지만 운동 중, 호흡 가스 신호를 비롯한 대다수의 생리학적 파라미터들은 매우 불규칙한 패턴으로 변화하고, 피험자의 신체특성 및 운동능력에 따라서 시각적으로는 판단하기 어려울 수도 있을 뿐만 아니라 전문가의 주관적인 판단에 의존해야 하는 한계성을 가진다[23][26].

2) V-slope method

V-slope method는 일반적으로 운동 종료 후, 환기역치 지점을 결정함에 있어 가장 많이 사용하는 방법 중의 하나이다. 이는 Visual method가 가지는 객관성의 결여에 대한 한계성을 보완하기 위한 방법으로써 다음과 같은 과정을 통하여 환기역치 지점을 결정한다.

전문가가 우선 시각적으로 이산화탄소 배출량 - 산소섭취량 그래프에서 급격한 변화 지점(break point)을 결정한 후, 이 기준점을 바탕으로 이전과 이후의 산소섭취량에 대한 이산화탄소 배출량에 대해 각각의 선형 회귀 분석을 통한 회귀선을 결정하고, 이 두 회귀선의 교차점을 환기역치 지점으로 결정한다.

결정된 환기역치 지점의 검증은 기준점 이후의 선형 회귀선의 기울기가 이전의 선형 회귀선의 기울기보다 0.1이상 커야하며, 운동 프로토콜이 수행되는 구간 내 생체신호 파라미터의 회귀선과 결정된 환기역치 지점의 평균 제곱 오차가 가장 큰 지점인지를 평가하여 이를 만족할 경우에만 환기역치 지점으로 판단된다[33].

V-slope method는 검증 과정을 가지기 때문에 Visual method에 비해서 비교적 객관적이라고 할 수 있지만, Visual method와 마찬가지로 불규칙한 패턴으로 변화하는 생체신호 파라미터에서는 구분점(break point)을 결정하기 어려워 전문가의 판단에 의존한다는 한계성을 가지고 있다[8][23][26].

3) D-max method

Visual method 혹은 V-slope method가 가지는 필수불가결한 주관성개입이라는 한계성을 보완하며, 보다 객관적으로 환기역치 지점을 검출하기 위해서 D-max method에 대한 연구가 진행되었다. D-max method는 다음과 같은 과정으로 진행된다.

운동 종료 후, 전체 운동 시간에 대한 생체신호 파라미터의 변화에 대해 최소 제곱법(Least square method)을 이용한 3차 다항식 곡선을 계산하여 이를 적용(Polynomial curve fitting)한다. 이후, 3차 다항식 곡선의 처음과 끝 지점을 연결한 직선으로부터 수직하여 곡선과 가장 멀리 떨어져 있는 곡선 내 지점을 검출하고 이를 환기역치 지점이라 한다[8][22].

4) CUSUM(Cumulative summation) method

점증부하운동 중에는 환기량, 산소섭취량, 이산화탄소배출량과 같은 생리학적 파라미터의 변화의 불규칙성 때문에 이러한 변화의 비선형적인 증가지점을 결정하기가 매우 어려울 뿐만 아니라 환기역치 지점의 결정에 있어 많은 연구자들의 환기량, 산소섭취량, 이산화탄소배출량의 상호관계(ex. Ventilation versus

Oxygen uptake, Oxygen uptake versus Carbon dioxide production, etc.)에 대한 생리학적 기초 현상에 대한 가정을 완전히 배제하기 어렵다. 그에 따라 이러한 불규칙성을 보완하기 위한 방법에 관한 연구와 동시에 생리학적 가설을 배제하고 단순히 생리학적 파라미터의 운동시간에 대한 비선형적 증가(ex. Ventilation versus Time, Oxygen uptake versus Time, Carbon dioxide production vs Time, etc.) 자체만으로 환기역치 지점을 판단해야 한다고 주장하였다[32].

따라서 CUSUM method는 단순한 생리학적 파라미터의 변화가 아닌 시간에 대한 절대적인 변화량에 집중하여 환기역치 지점을 결정하였다. 즉, CUSUM method는 <수식 2.1>과 같이 시간에 대한 생리학적 파라미터의 연속적인 차이의 절댓값을 계속적으로 과거의 값과 더하는 방법을 이용한다[23][26].

$$CUSUM = \sum_{n=F}^{n=L} (|V_{n+1} - V_n|) \quad \text{<식 2.2>}$$

n = the number of the physiological parameter

F = the first physiological parameter

L = the last physiological parameter

이러한 과정에 따라 시간에 대한 그래프는 기존의 생리학적 파라미터의 변화가 가지던 불규칙한 패턴을 방지할 수 있다. 그렇지만 CUSUM method도 전문가의 시각적인 판단에 따라 환기역치 지점을 결정하기 때문에 Visual method나 V-slope method가 가지는 주관성 개입 여부의 한계성을 가지고 있다고 할 수 있다. 또한, 이렇게 차이의 절댓값을 누적하여 나타낸 그래프에서 때로는 비선형적 증가 지점을 찾기 어렵다는 단점도 가지고 있다.

5) Combined method

환기역치 지점의 결정을 위해 CUSUM method와 D-max method를 결합한 Combined method에 관한 연구가 진행되었다. 즉, 시간에 대한 생리학적 파라미터의 연속적인 차이의 절댓값이 누적된 그래프에 3차 다항식 곡선을 적용 (Polynomial curve fitting)하는 방법을 통해 환기역치 지점을 결정한다[23].

이는 CUSUM method가 가지는 주관성 개입에 관한 한계성을 보완함과 동시에 Visual method 혹은 V-slope method가 가지고 있는 생리학적 파라미터 변화의 불규칙성도 배제할 수 있다는 장점이 있다. 그렇지만 현재까지 Combined method는 환기역치 결정에 있어 다양한 연구에 적용되지 않았기 때문에 충분한 검증이 되지 않았다는 한계성을 가지고 있다.

앞서 제시한 방법들은 현재까지 환기역치 지점 결정에 관한 연구에서 다양하게 적용 및 응용되고 있다. 그렇지만 이들 방법들은 점증부하운동, 최대하운동 혹은 최대운동 등이 종료된 이후에만 환기역치 지점을 판단할 수 있기 때문에 운동 중에 실시간으로 환기역치 지점을 사용자에게 피드백 할 수 없다. 따라서 사용자의 신체특성 및 운동능력에 적합하지 않은 과도한 운동을 수행할 수 있으며, 이는 오히려 신체에 해를 끼칠 수 있는 가능성이 있다.

제 3 장 연구 방법

3.1 연구 방향

점증부하운동 중 환기역치 지점을 결정하기 위한 기존의 연구들에서 제시하는 방법들은 일반적으로 운동이 종료된 이후에만 환기역치 지점을 결정할 수 있다는 한계성을 가지기 때문에 일반인이나 체력이 약한 사람의 경우 과도한 운동에 따른 부작용을 일으킬 수 있다.

또한, 환기역치 지점의 검출에 있어 운동 중 가스 분석 데이터를 이용할 경우 호흡 가스 분석기와 같은 고가의 장비가 설치되어 있어야 한다. 이는 비록 비침습적인 방법이긴 하지만 가스마스크와 같은 부가적인 장비를 착용하여야 하며 이는 운동자에게 운동 중 구속감 및 불편함을 제공할 수 있다.

따라서 운동자에게 보다 무구속적으로 측정 가능한 생리학적 파라미터를 이용하여 실시간으로 환기역치 지점을 검출할 수 있는 알고리즘이 필요하다. 이와 같은 배경을 바탕으로 본 연구에서는 생리학적 파라미터 중 운동 중 간편하게 측정이 가능하고 구속력을 최소로 할 수 있으며, 비교적 운동자의 現 신체 상태를 반영하는 심박수를 이용하여 운동 중 실시간으로 환기역치 지점을 검출하고 이를 적용해보고자 한다.

3.2 연구 대상

본 연구에 동원된 피험자들은 20, 30대의 정신적·신체적으로 이상이 없고 유전적으로 특별한 비 선정 사유가 없으며, 실험에 적용된 운동 프로토콜에 참여하지 못할 병력 사유가 없을 뿐만 아니라 실험에 자발적으로 참여하길 희망한 17명의 건강한 성인 남성을 대상으로 실험을 진행하였다. 피험자들의 연령, 신장, 몸무게(mean±SD)는 각각 27.06±2.28yrs, 174.00±3.95cm, 68.65±7.07kg이었고, 피험자들의 신체적·생리적 특징은 <표 3.1>과 같다.

표 3.1 피험자의 신체적·생리적 특징

Parameters	Values
Sexual (N)	Male (17)
Age(yrs)	27.06±2.28
Weight(kg)	68.65±7.07
Height(cm)	174.00±3.95
VO _{2max}	
l/min	3.37±0.55
ml/kg/min	50.34±7.50
Maximal heart rate (bpm)	192.97±7.97
Maximal workload	
speed(mph)	4.28±0.27
elevation(%Grd)	16.18±0.63
VT(detected by the conventional method)	
l/min	2.25±0.36
VO _{2max} %	66.90±5.26

3.3 연구방법 및 실험과정

본 연구에서의 운동부하 검사에 사용된 점증부하운동을 위해 트레드밀 운동을 실시하였다. 또한, 점증부하운동 중의 환기역치 지점을 판단하기 위하여 트레드밀 운동 동안에 호흡 가스 분석을 실시하였으며, 심전도 신호로부터 심박수의 측정이 이루어지도록 하였다. 그 결과로 얻어진 산소섭취량 및 이산화탄소배출량에 따른 환기역치 지점에서의 운동 시간을 본 연구의 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점에 대한 기준으로 설정하였다.

뿐만 아니라 운동 중의 환기역치 지점에 영향을 미칠 수 있는 신체적 특성은 운동 전에 측정하여 개인별 기록지에 기록하였으며, 피험자는 실험을 위한 운동 능력에 영향을 줄 수 있는 과도한 운동은 실험 2일 전부터 금하여 실험에 최대한 적합한 신체적 상태를 유지하여 실험에 임할 수 있도록 하였다.

본 연구를 위한 트레드밀 운동부하 검사, 호흡 가스분석 및 심전도 측정은 연세대학교 원주 의과대학 운동의학 연구실에서 진행 되었다.

1) 측정 도구

본 연구에서 점증부하운동 시 환기역치 지점 결정을 위하여 이용한 측정도구와 그 용도는 <표 3.2>와 같다.

표 3.2 측정도구 및 용도

측정 도구	모 델 명	용 도
가스분석기	TrueOne 2400, PARVO MEDICS	운동 중의 호흡 가스 분석
스트레스 측정기	Q-stress, QUINTON	연속적인 심전도 측정 및 시간별 혈압 측정
트레드밀	TM55, QUINTON	운동 부하 조절
신장 및 체중 자동 측정기	DS-102, D.S. JENIX	신장 및 체중 측정
체지방량 측정기	BoCA X2, MEDIGATE	BMI 측정

2) 실험 방법 및 과정

본 연구의 실험은 트레드밀의 점증부하운동 시, 산소섭취량과 이산화탄소배출량에 따라 운동종료 후 환기역치 지점을 결정하고, 이때의 운동시간을 환기역치 지점의 기준으로 설정하기 위하여 운동하는 동안 <그림 3.1>과 같이 자동 호흡가스 분석기에 의해 호흡 분석 측정이 이루어지도록 하였다. 또한, 실시간 알고리즘에 적용하기 위한 생리학적 파라미터로 사용하기 위하여 심전도를 측정하여 심박수를 검출하였다.



그림 3.1 실험 환경 및 실험 진행 모습

실험에 앞서 피험자에게 운동 부하 검사에 관한 충분한 설명을 하였고 서면 동의를 얻은 후 실험을 진행하였으며, 피험자의 안전을 위하여 시작부터 종료 시까지 운동 부하 검사에 관한 전문가의 판단에 따라 진행되었다.

본 연구에 사용된 운동 부하 검사는 <표 3.3>과 같이 속도와 경사도가 동시에 증가하는 Modified bruce protocol을 적용한 트레드밀 운동을 이용하였으며, 피험자의 안전을 위하여 운동 부하실험 도중 전문가가 피험자의 최대 운동능력치에 도달했다고 판단한 경우와 피험자 본인이 운동 능력의 한계임을 전문가에게 표시한 경우에는 운동부하를 최소로 줄이고 얼마간의 회복시간을 가진 후 실험을 종료하였다.

표 3.3 Modified bruce protocol

Stage	Time(min)	Speed(mph)	Gradient(%)
Warm up	9	0	0
1	3	1.7	0
2	3	1.7	5
3	3	2.5	10
4	3	3.4	12
5	3	4.2	14
6	3	5	16
7	3	5.5	18
8	3	6	20
9	3	6.5	22
Cool down	3	1.9	0

3.4 환기역치 지점 검출 알고리즘

운동 중 피험자로부터 측정되는 심전도 데이터를 이용하여 약 5초 간격으로 운동 시간에 대한 평균 심박수를 알고리즘 설계에 사용되는 생리학적 파라미터로 사용하였고, 운동종료 후 호흡 가스 분석기에서 자동으로 결정된 환기역치 지점을 기준으로 설정하였다.

<그림 3.2>은 운동 중 측정된 운동시간 - 심박수 그래프와 자동으로 분석된 환기역치 지점을 나타낸다.

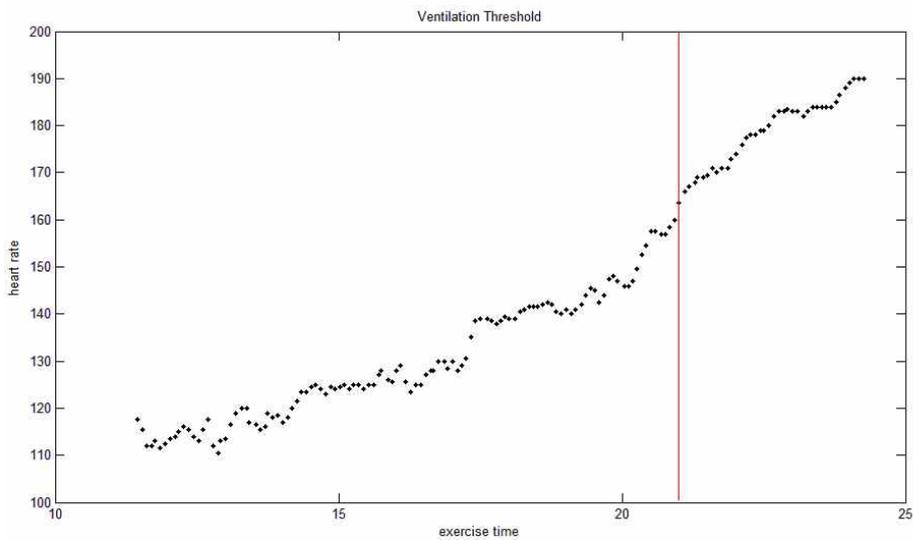


그림 3.2 운동시간에 따른 심박수 변화 그래프
(red line : ventilation threshold point(21.001 min) of gas analyzer)

본 연구에서 제시한 알고리즘 설계에 사용된 가설은 다음과 같다.

1. 트레드밀에서의 점증부하운동 초기에 심박수는 운동 시간 및 운동 강도에 거의 비례하여 선형적으로 증가하기 때문에, 운동초기에 운동부하 검사의 프로토콜에 따라 변화하는 심박수에 대한 직선의 기울기 및 y 절편을 설정하고 그에 따른 초기 직선을 결정할 수 있을 것이다.
2. 운동초기에 설정한 심박수의 변화에 따른 직선의 기울기에 대한 y 절편을 달리한다면, 운동종료 후 피험자의 최대심박수가 나타났던 운동 시점을 운동초기에 미리 예측할 수 있을 것이며, 이를 위해 초기에 설정한 기울기 및 y 절편을 이용하여 최대 y 절편을 설정하고 그에 따른 최대 직선을 결정할 수 있을 것이다.
3. 점증부하운동 중 환기역치 지점은 최대산소섭취량의 약 40~60% 사이의 지점에서 나타난다는 선행연구의 결과에 따라, 최대 y 절편의 40%와 60%에 해당하는 y 절편을 이용하여 실시간으로 환기역치 지점을 검출하기 위한 40% 기준선과 60% 기준선을 운동초기에 결정할 수 있을 것이다.
4. 일반적으로 심박수는 선형적으로 증가하다가 환기역치 지점 이후에는 급격히 증가하기 때문에, 운동초기 설정한 40% 기준선에 따라 실시간으로 환기역치 지점을 결정하기 위한 시작점을 설정하고 이후 40% 기준선 및 60% 기준선에 따라 심박수가 급격히 증가하는 시점인 환기역치 지점을 실시간으로 검출할 수 있을 것이다.

위와 같은 가정을 바탕으로 실시간 환기역치 지점 검출 알고리즘은 <그림 3.3>과 같은 순서로 설계되었고 최종적으로 환기역치 지점을 결정하였다.

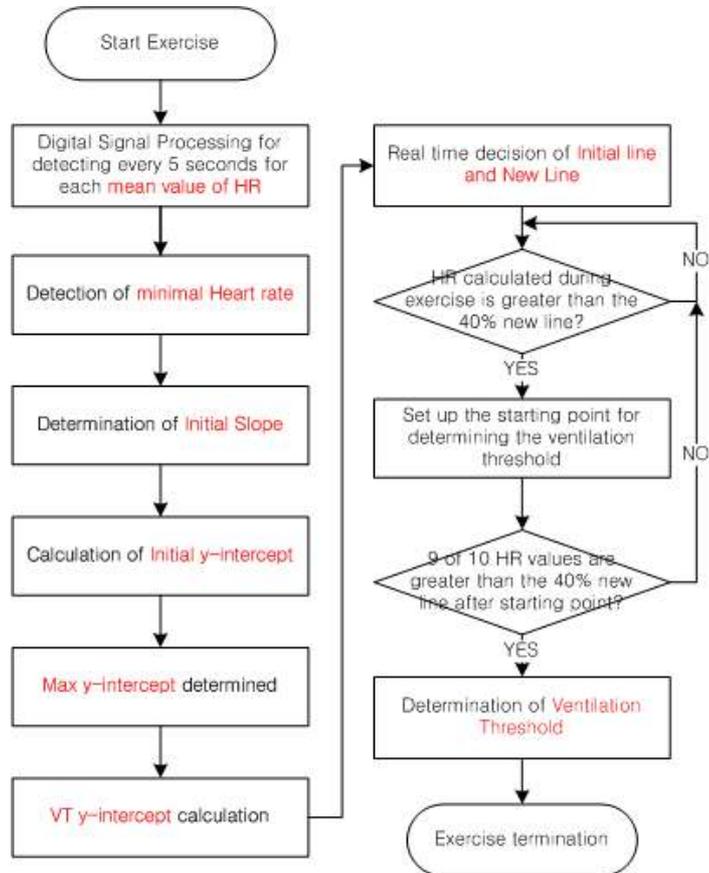


그림 3.3 실시간 환기역치 지점 결정을 위한 알고리즘 순서도

1) 초기 직선(Initial straight line) 설정

운동시간에 따라 심박수의 증가가 비례관계를 벗어나 더 크게 증가하는 지점으로 판단되어지는 환기역치에 착안하여 알고리즘을 설계하였고, 이를 위해서는 다음과 같은 과정을 거쳐 초기 기울기(Initial slope)를 결정하였다.

우선 점증부하운동 초기 3분 동안의 최소심박수(HR_{min})를 검출하고, 최소심박수 이후 약 2분 동안 평균심박수(HR_{mean})를 계산하여 <수식 3.1>과 같이 약 2분 동안의 심박수 변화를 이용하여 초기 기울기를 결정하였다.

$$\text{Initial slope} = (HR_{mean} - HR_{min}) / \Delta\text{Time} \quad \text{<식 3.1>}$$

ΔTime : difference between time at HR_{mean} and time at HR_{min}
(about 2 minute)

운동시간에 따라 증가하는 심박수와 유사한 초기 직선(Initial straight line)을 설정하기 위하여, 결정된 초기 기울기외에 초기 y 절편(Initial y-intercept)이 요구되어진다. 따라서 <수식 3.2>와 같이 평균심박수가 계산된 운동시간(Time at HR_{mean})과 평균심박수를 이용하여 초기 y 절편을 결정하였다.

$$\text{Initial y-intercept} = HR_{mean} - \text{Initial slope} \times \text{Time} \quad \text{<식 3.2>}$$

Time : time at HR_{mean}

<그림 3.4>는 운동 중 측정된 운동시간 - 심박수 그래프에 초기 기울기 및 초기 y 절편을 이용하여 계산된 직선을 적용한 것을 나타낸다.

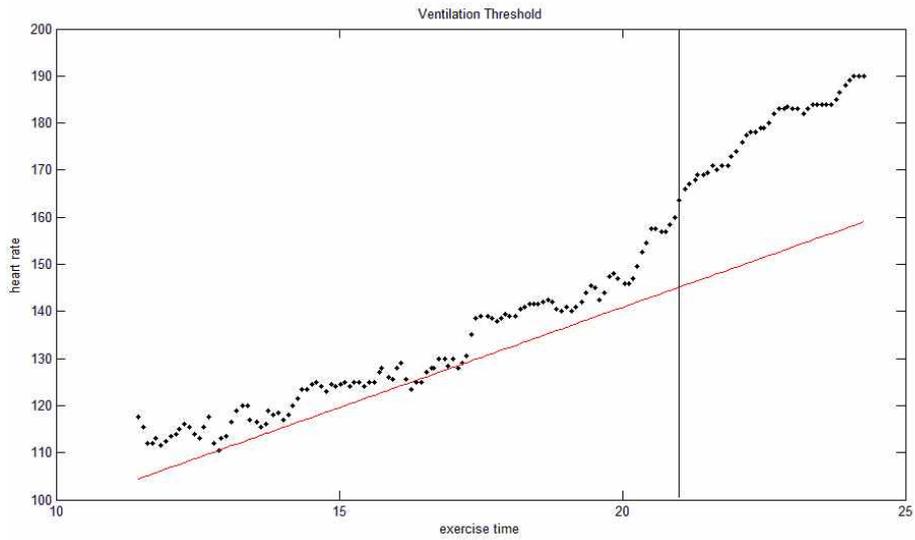


그림 3.4 초기 기울기 및 y 절편에 따른 직선(initial straight line) 적용
 (red line : initial straight line determined by real-time algorithm
 black line : ventilation threshold point(21.001 min) of gas analyzer)

2) 최대 y 절편(Maximal y-intercept) 결정

피험자의 운동 종료 후 검출된 최대심박수(HR_{max}) 및 이때의 운동시간(Time at HR_{max})을 이용하여 초기 기울기에 해당하는 최대 y 절편을 다음의 <수식 3.3>를 통해 획득하였다.

$$\begin{aligned} \text{Maximal y-intercept determined by gas analyzer} & \quad \text{<식 3.3>} \\ & = \text{HR}_{\text{max}} - \text{Initial slope} \times \text{Time} \end{aligned}$$

Time : time at HR_{max}

이를 기준으로 하여 운동초기에 피험자의 최대 y 절편을 얻기 위해 초기 기울기 및 초기 y 절편을 이용한 회귀분석을 실시하였고 이를 바탕으로 <수식 3.4>와 같은 회귀수식을 도출하였다.

$$\begin{aligned} \text{Maximal y-intercept estimated by regression equation} & \quad \text{<식 3.4>} \\ & = 159.748 - 20.998 \times \text{Initial slope} + 0.363 \times \text{Initial y-intercept} \end{aligned}$$

<그림 3.5>는 운동 중 측정된 운동시간 - 심박수 그래프에 초기 기울기 및 회귀수식을 통해 예측된 최대 y 절편을 이용하여 계산된 직선을 적용한 것을 나타낸다.

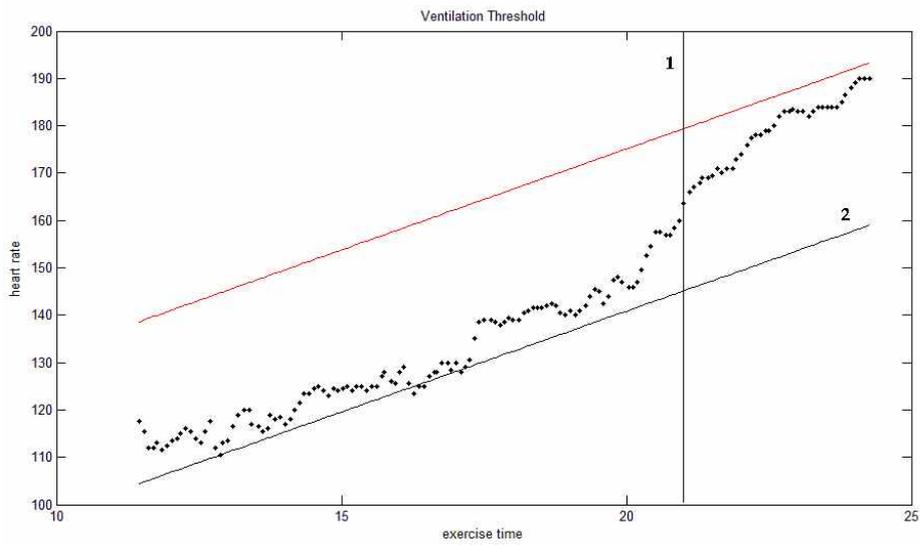


그림 3.5 초기 기울기 및 최대 y 절편에 따른 직선(maximal straight line) 적용
 (red line : maximal straight line determined by real-time algorithm
 black line 1 : ventilation threshold point(21.001 min) of gas analyzer
 black line 2 : initial straight line determined by real-time algorithm)

3) 기준선(New straight line) 설정

실시간 알고리즘에 따른 환기역치 지점의 결정을 위해 운동 중 변화하는 심박수에 대한 기준선(New straight line)이 필요하다. 즉, 연속적으로 변화하는 심박수가 기준선 이상 혹은 이하인지에 따라서 시작점(Starting point)을 결정할 수 있다. 이를 위해, 운동초기에 회귀수식에 따라 결정된 최대 y 절편과 초기 y 절편간의 차이의 40%와 60%되는 시점을 다음의 <수식 3.5>와 <수식 3.6>을 이용하여 결정하였고, 이를 이용하여 기준선을 설정하였다.

40% VT y-intercept

$$= (\text{Maximal y-intercept} - \text{Initial y-intercept}) \times 0.4 + \text{Initial y-intercept} \quad \text{<식 3.5>}$$

60% VT y-intercept

$$= (\text{Maximal y-intercept} - \text{Initial y-intercept}) \times 0.6 + \text{Initial y-intercept} \quad \text{<식 3.6>}$$

<그림 3.6>은 운동 중 측정된 운동 시간 - 심박수 그래프에 기준선을 적합한 것을 나타낸다.

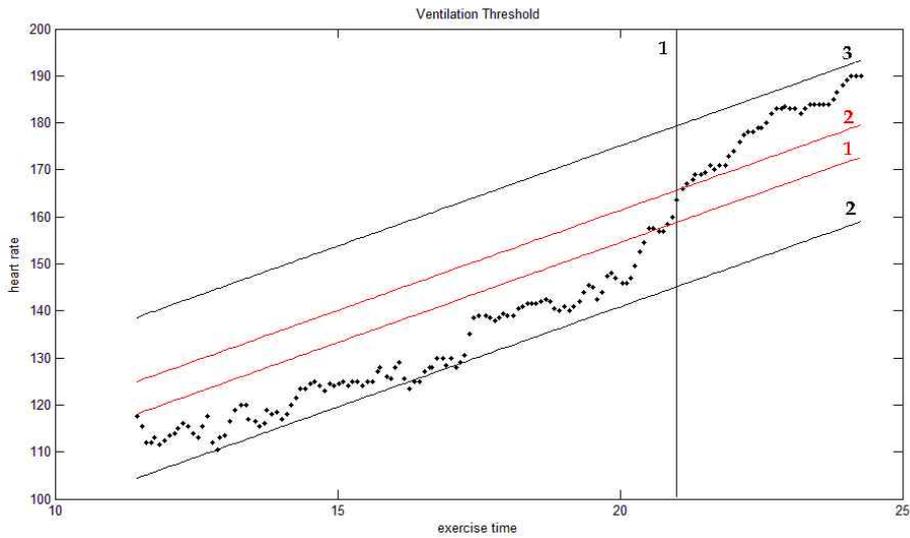


그림 3.6 운동 중 측정된 운동 시간 - 심박수 그래프에 기준선을 적용
 (red line 1 : 40% new straight line determined by real-time algorithm
 red line 2 : 60% new straight line determined by real-time algorithm
 black line 1 : ventilation threshold point(21.001 min) of gas analyzer
 black line 2 : initial straight line determined by real-time algorithm
 black line 3 : maximal straight line determined by real-time algorithm)

4) 시작점(Starting point) 결정

운동 중 실시간 분석된 운동시간에 따른 심박수가 약 10초 동안($n \sim n+1$ 번째) 최대 직선의 40%에 해당하는 기준선(40% new straight line) 이상이 되는 지점을 시작점(n 번째)으로 결정하였다.

<그림 3.7>은 이와 같은 방법으로 결정된 운동 중 실시간 환기역치 지점 검출을 위한 시작점을 나타낸다.

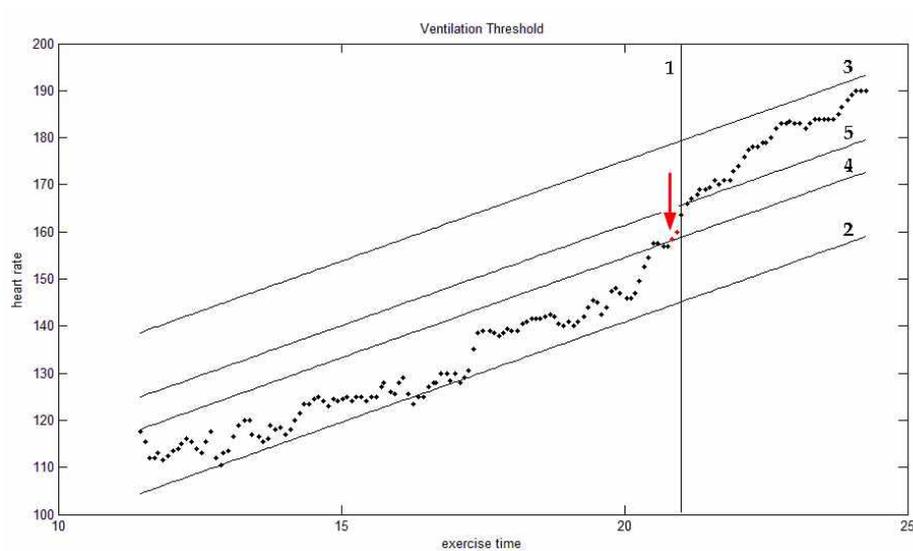


그림 3.7 운동 중 심박수가 연속적으로 기준선 이상이 되는 시점

(red arrow : starting point)

black line 1 : ventilation threshold point(21.001 min) of gas analyzer

black line 2 : initial straight line determined by real-time algorithm

black line 3 : maximal straight line determined by real-time algorithm

black line 4 : 40% new straight line determined by real-time algorithm

black line 5 : 60% new straight line determined by real-time algorithm)

5) 환기역치 지점의 결정

환기역치 지점은 시작점(n번째)을 포함하는 이후, 연속적인 10개(약 50초)의 심박수 중 90%, 즉 적어도 9개 이상이 40% 기준선(40% new straight line) 이상 되었을 경우에만 시작점 이후 10번째(n+9번째)에 해당하는 심박수에 대한 운동 경과 시간을 환기역치 지점으로 결정하였고, 이를 만족하지 못할 경우에는 시작점을 재설정하여 앞선 과정을 반복하도록 하였다. 또한, 시작점 이후 심박수가 최대 직선의 60%에 해당하는 기준선(60% new straight line)을 초과하였을 경우에는 심박수와 60% 기준선이 만나는 운동 시점을 환기역치 지점으로 결정하였다. 최종적으로 결정된 환기역치 지점은 운동 종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 자동으로 출력된 환기역치 지점과 비교 및 검증하였다.

<그림 3.8>은 실시간 환기역치 지점 검출 알고리즘으로 결정된 환기역치 지점과 호흡가스 분석기에 의해 운동종료 후 자동으로 출력된 환기역치 지점을 나타낸다.

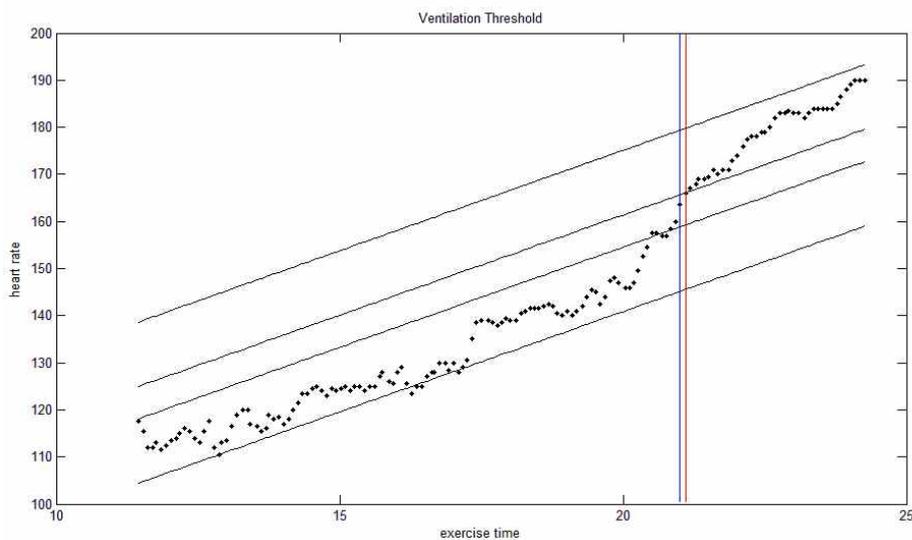


그림 3.8 실시간 환기역치 지점 검출 알고리즘으로 결정된 환기역치 지점(red line, ventilation threshold = 21.107 min)과 호흡가스 분석기에 의해 자동으로 출력된 환기역치 지점(blue line, ventilation threshold = 21.001 min)

3.5 통계 분석

본 연구를 위한 자료의 처리는 SPSS 15.0 for Windows를 이용하였으며, 모든 통계적 유의 수준은 $p < 0.05$ 로 설정 하였다.

총 17명의 피험자를 대상으로 호흡 가스 분석기에서 얻어진 환기역치 데이터를 이용하여 본 연구에서 제안하는 실시간 환기역치 지점 검출 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 통계적으로 분석하였다. 또한, 알고리즘 설계를 위해 요구되어지는 변수의 추정을 위한 회귀수식을 도출하기 위해서 선형회귀분석을 실시하였고, 회귀수식에 사용된 변인들의 Pearson 상관관계 분석을 통해 유효함을 나타내었다. 그리고 운동초기에 회귀수식에 따라 예측된 데이터의 검증 을 위해서 운동 종료 후의 호흡 가스 분석기에 의한 데이터와 통계분석을 실시하였다.

제 4 장 실험 결과

4.1 실시간 환기역치 지점 결정을 위한 회귀 모형 결정 및 회귀 수식 도출

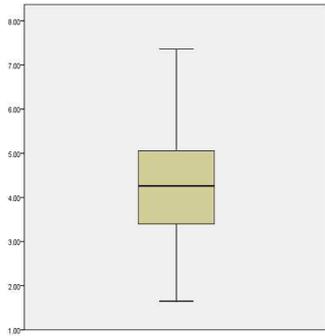
알고리즘에 따라 환기역치 지점을 결정하기 위하여 운동초기에 초기 기울기 및 초기 y 절편을 결정하였고, 최대 y 절편(Maximal y-intercept)을 운동초기에 예측하기 위해 회귀 분석을 통한 회귀 수식을 도출하였다. 이에 앞서 회귀 모형에 사용된 변인들은 모두 Pearson 상관관계 분석을 통해 유의성이 확인된 유효한 변인만을 선택하였다. 이를 바탕으로 기준선 설정을 위한 y 절편(VT y-intercept)을 설정하여 최종적으로 환기역치 지점을 결정하였다.

1) 초기 기울기 및 초기 y 절편 결정

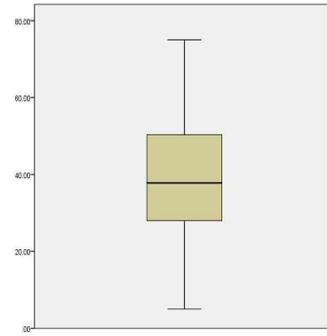
본 연구에서 제시한 알고리즘에 따라 실시간으로 환기역치 지점을 결정하기 위해서 초기 직선을 설정해야 하며, 이를 위해 운동초기에 결정된 피험자들의 초기 기울기 및 초기 y 절편은 <표 4.1>과 같이 4.372 ± 1.533 beat/min, 38.901 ± 19.965 beat로 확인되었다.

표 4.1 운동초기 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편 기술통계량

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
Initial slope	17	1.65	7.36	4.3716	1.53347
Initial y-intercept	17	5.01	74.99	38.9008	19.96520



(a) 초기 기울기 : $4.372 \pm 1.533 \text{ beat/min}$



(b) 초기 y 절편 : $38.901 \pm 19.965 \text{ beat}$

그림 4.1 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편

운동초기에 알고리즘에 따라 결정된 각각의 피험자 개인별 초기 기울기 및 초기 y 절편은 다음의 <그림 4.2>와 같다.

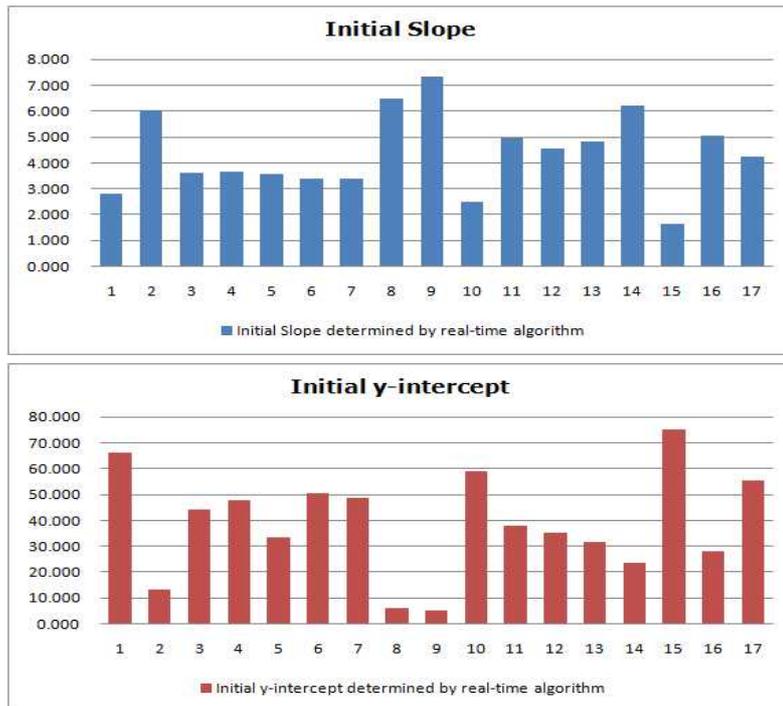


그림 4.2 각 피험자의 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 초기 기울기 및 초기 y 절편

2) 최대 y 절편 결정

본 연구에서는 앞서 제시한 <그림 3.3>의 알고리즘 순서도에서와 같이 실시간 환기역치 지점의 결정을 위해서, 운동초기에 최대 y 절편 값이 요구된다.

이를 위해 운동종료 후, 호흡 가스 분석기에 저장된 피험자의 운동 중 최대심박수 및 그 때의 운동시간과 운동초기에 설정한 초기 기울기(Initial slope)를 이용하여 최대 y 절편(Maximal y-intercept determined by gas analyzer)을 결정하였고, 각각의 변수 사이의 상관관계를 <표 4.2>와 같이 분석하였다.

표 4.2 호흡 가스 분석기의 데이터에 의해 결정된 최대 y 절편과 변인들 간의 상관관계

		maximal y-intercept determined by gas analyzer
initial slope	Pearson Correlation	-.986 *
	sig. (2-tailed)	.000
	N	17
initial y-intercept	Pearson Correlation	.948 *
	sig. (2-tailed)	.000
	N	17
age	Pearson Correlation	.226
	sig. (2-tailed)	.382
	N	17
BMI	Pearson Correlation	.005
	sig. (2-tailed)	.984
	N	17
height	Pearson Correlation	-.314
	sig. (2-tailed)	.220
	N	17
weight	Pearson Correlation	-.112
	sig. (2-tailed)	.668
	N	17
HRmax	Pearson Correlation	-.199
	sig. (2-tailed)	.443
	N	17

*p<0.05

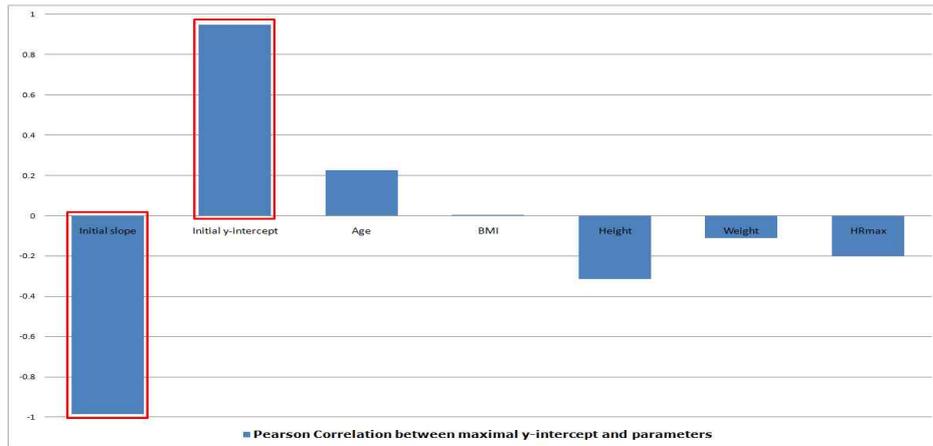


그림 4.3 최대 y 절편과 변인들 간의 상관관계

<그림 4.3>에서 보이는 것과 같이 운동종료 후 분석된 최대 y 절편은 본 연구에서 예상한 바와 같이 운동초기에 설정한 초기 기울기($R=-0.986$, $p<0.001$) 및 초기 y 절편($R=0.948$, $p<0.001$)과 높은 유의한 상관관계를 가지는 것을 확인하였다.

이는 피험자가 점증부하운동을 하였을 경우, 심박수는 운동 강도 및 시간에 거의 비례하여 선형적으로 증가하게 되며 환기역치 지점 이후에는 급격히 증가하게 된다는 선행연구의 결과에 착안하여, 선형적으로 증가하는 직선의 기울기에 따른 y 절편을 달리 한다면 운동 종료 후 피험자의 최대심박수가 나타났던 지점에서의 직선의 y 절편을 운동초기에 미리 예측할 수 있을 것이라는 가설에 따른 회귀분석에 사용될 변인으로 적합함을 알 수 있다.

그러나 운동 강도나 운동 시간과 상관없이 고정된 크기인 나이($R=0.226$, $p>0.05$), BMI($R=0.005$, $p>0.05$), 신장($R=-0.314$, $p>0.05$), 체중($R=-0.112$, $p>0.05$), 최대 심박수($R=-0.199$, $p>0.05$)와 같은 피험자의 신체적 특성은 최대 y 절편과의 상관관계가 낮고 유의하지 않았기 때문에 회귀분석에 사용될 변인으로 적합하지 않음을 확인할 수 있었다.

이에 따라 초기 기울기 및 초기 y 절편을 이용하여 회귀모형을 설계하였고,

결정된 모형에 대하여 선형 회귀 분석을 실시한 결과, <표 4.3>과 같이 통계적으로 매우 유의한 결과($R=0.988$, $R^2=0.977$, Adjusted $R^2=0.974$)를 확인할 수 있었으며, <수식 4.1>과 같은 회귀방정식의 도출이 가능하였다.

결정된 모형에 대하여 선형 회귀 분석을 실시한 결과는 다음과 같다.

표 4.3 회귀 수식 도출을 위해 분석에 이용한 변수

Model	Variables Entered	Variables Removed	Method
1	initial slope, initial y-intercept	.	Enter

Dependent Variable: maximal y-intercept

표 4.4 회귀 모형 요약

Model	R	R ²	Adjusted R ²	Std. Error of the Estimate
1	.988	.977	.974	6.39340

Dependent Variable: maximal y-intercept

표 4.5 최대 y 절편 추정 회귀 계수

Model	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
	B	Std. Error	Beta		
(Constant)	159.748	21.977		7.269	.000
1 initial slope	-20.998	3.024	-.814	-6.944	.000
initial y-intercept	.363	.232	-.183	1.563	.140

Dependent Variable: maximal y-intercept

따라서 이상의 결과들을 이용한 회귀 방정식은 다음의 <수식 4.1>과 같다.

$$\begin{aligned}
 &\text{Maximal y-intercept by regression equation} && \text{<식 4.1>} \\
 &= 159.748 - 20.998 \times \text{Initial slope} + 0.363 \times \text{Initial y-intercept}
 \end{aligned}$$

운동초기에 회귀수식을 이용하여 결정한 최대 y 절편과 운동종료 후 호흡가스분석기를 통해 분석된 운동 중 피험자의 최대심박수 및 그에 대한 운동 시점 및 초기 기울기로 결정된 최대 y 절편과의 관계는 <그림 4.4>와 같다.

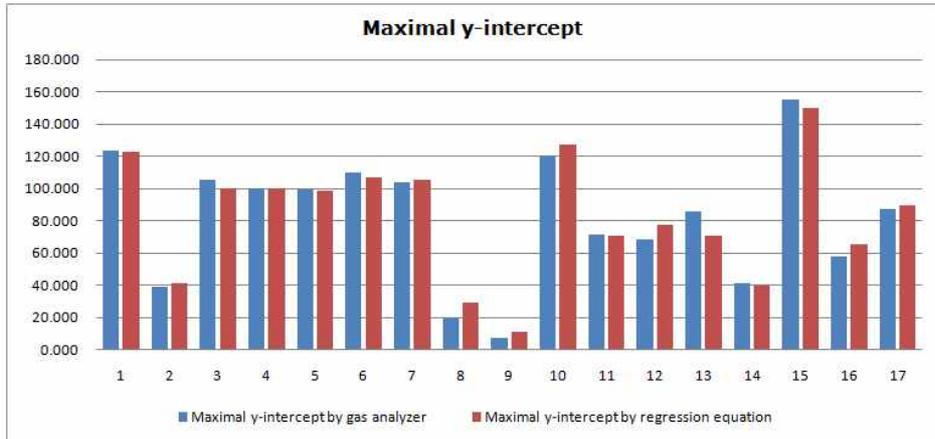


그림 4.4 각 피험자의 운동 종료 후 호흡가스분석기의 데이터를 이용하여 결정한 최대 y 절편(blue bar)과 운동초기 회귀 수식을 통해 결정한 최대 y 절편(red bar)

3) 기준선 결정을 위한 각각의 VT y 절편 결정

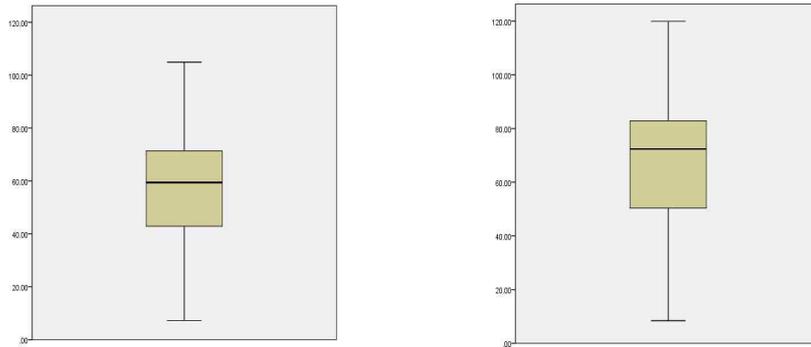
환기역치 지점은 일반적으로 운동자의 신체적 고유 능력을 나타내는 파라미터 중의 하나인 최대산소섭취량(VO_{2max})의 약 40~60% 사이의 지점에서 발생한다고 알려져 있고, 이를 바탕으로 실시간으로 환기역치 지점을 검출함에 있어서 운동 중에 변화하는 생리학적 파라미터를 이용하여 운동초기에 이러한 기준이 되는 시점(40~60%)을 운동자의 신체특성에 맞게 설정할 수 있을 것이라 가정하였다.

따라서 본 연구에서 제시한 운동 중 실시간으로 변화하는 운동 시간에 따른 심박수의 변화를 이용한 알고리즘에 따라 환기역치 지점을 판단하기 위해서는 시작점(Starting point)을 결정하기 위한 기준선이 요구되어지며, 이러한 기준선 결정을 위해 직선의 초기 기울기에 대한 새로운 VT y 절편(VT y-intercept)이 필요하다.

이를 위해 운동초기 회귀수식에 의해 결정된 최대 y 절편과 초기 y 절편간의 차이의 40%와 60% 되는 지점의 VT y 절편을 이용하여 기준선을 설정하였고, <표 4.6>과 같이 각각의 y 절편은 56.430 ± 26.663 beat, 65.195 ± 30.194 beat와 같았다.

표 4.6 기준선 결정을 위해 결정된 각각의 VT y 절편의 기술통계량

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
40% VT y-intercept	17	7.26	104.95	56.4304	26.66271
60% VT y-intercept	17	8.39	119.93	65.1951	30.19421



(a) 40% VT y 절편 : $56.430 \pm 26.663 \text{ beat}$ (b) 60% VT y 절편 : $65.195 \pm 30.194 \text{ beat}$

그림 4.5 최대 y 절편의 40%와 60% 지점의 기준선을 위한 y 절편

운동초기에 알고리즘에 따라 결정된 각각의 피험자 개인별 40% VT y 절편과 60% VT y 절편은 다음의 <그림 4.6>과 같다.

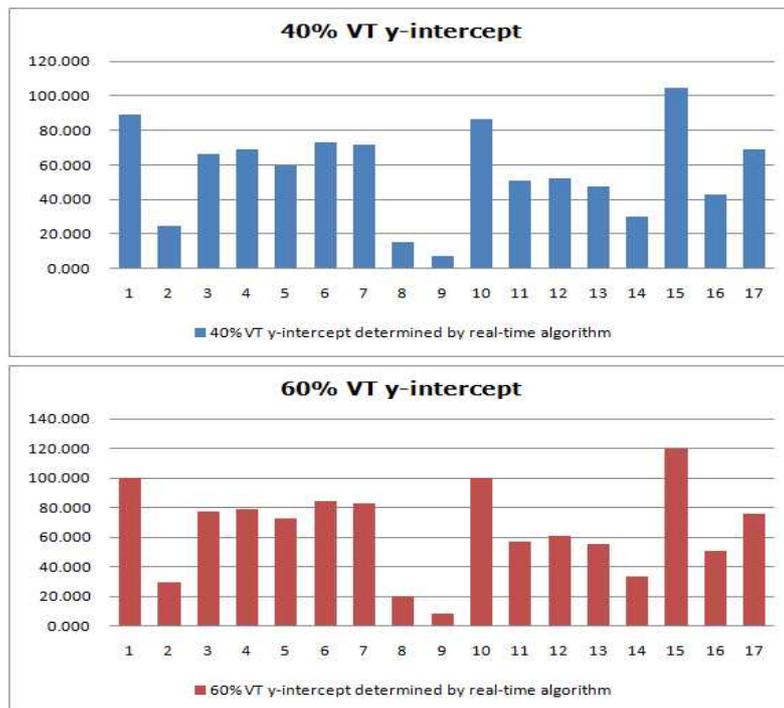


그림 4.6 각 피험자의 운동초기 알고리즘에 따라 결정된 40% 및 60% VT y 절편

4.2 실시간 환기역치 지점 결정 알고리즘에 의해 결정된 환기역치 지점의 검증

본 연구에서 제시한 운동 중 실시간으로 결정된 환기역치 지점을 검증하기 위하여 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 평가된 환기역치 지점과의 비교·평가를 통해 유효함을 확인하였다.

호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점과 회귀 수식에 의한 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점에서의 운동 시간을 비교해본 결과 약 0.222min의 표준 오차를 보였고, 약 -1.744min의 최대 오차를 보였다.

각각의 방법으로 결정된 환기역치 지점에 대한 비교 결과는 <그림 4.7>의 그래프와 같으며 이를 통해 그 오차정도를 확인할 수 있다.

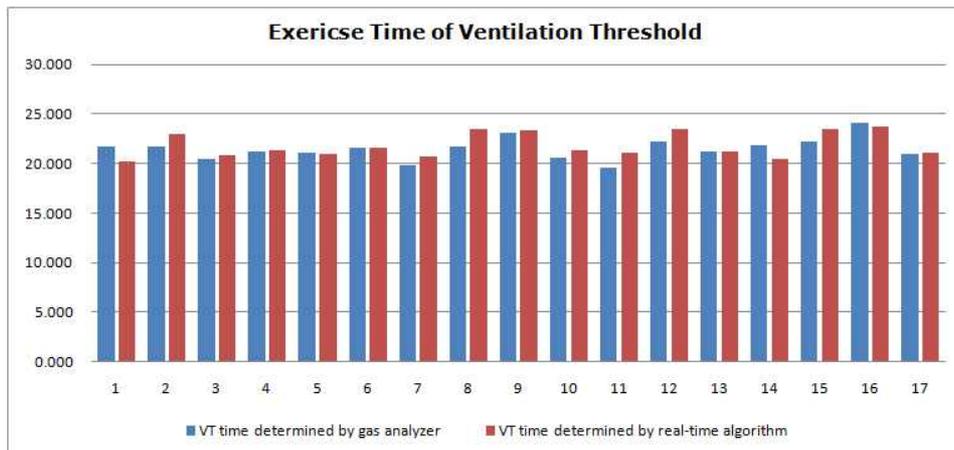


그림 4.7 각각의 방법으로 결정된 환기역치 지점에서의 운동 시간

또한, 각각의 방법으로 결정한 환기역치 지점간의 대응표본 T 검정 결과 <표 4.8> 과 같이 서로 유의하지 않기 때문에($p>0.05$), 서로 유사한 평균값(VT time determined by gas analyzer = 21.488 ± 1.126 , VT time determined by real-time algorithm = 21.837 ± 1.258)을 가지고 있음을 확인할 수 있다.

표 4.7 실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 운동 종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점에서의 운동시간간의 대응표본 통계량

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
pair 1	VT time determined by gas analyzer	21.4876	17	1.12584	.27306
	VT time determined by real-time algorithm	21.8372	17	1.25764	.30502

표 4.8 실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 운동 종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점에서의 운동시간간의 대응표본 검정

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
pair 1	VT time determined by gas analyzer - VT time determined by real-time algorithm	-.34965	.91682	.22236	-.82103	.12174	-1.572	16	.135

<그림 4.8>과 같이 Bland and Altman 분석을 이용하여 환기역치 지점 검출을 위한 각각의 방법들의 차이를 분석하였을 경우, 실시간 알고리즘에 따라 검출된 환기역치 지점은 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 자동으로 결정된 환기역치 지점과 유사하게 일치하는 것을 확인할 수 있다.

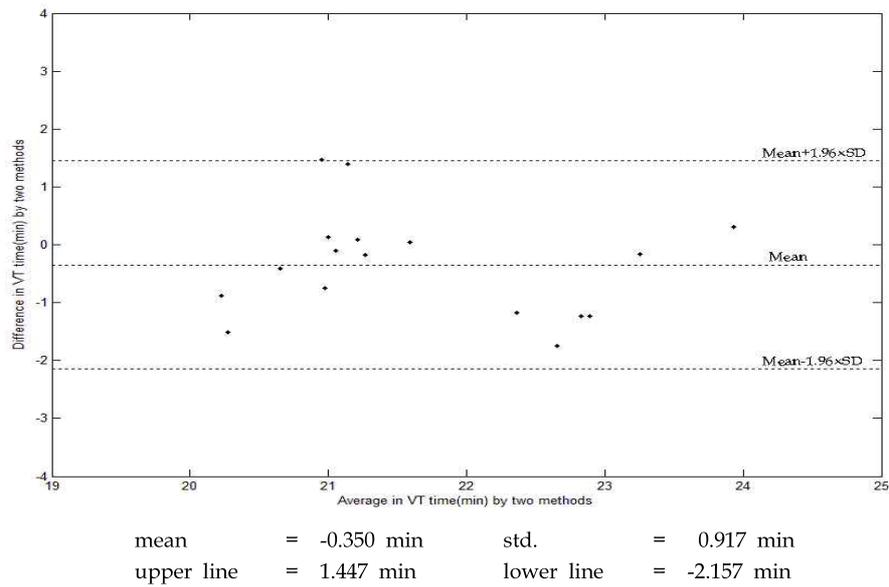


그림 4.8 각각의 피험자(n=17)에 대한 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점과 실시간 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점간의 개별적 차이

이와 같은 결과에 의해 본 연구에서 제시한 환기역치 지점 검출 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점은 트레드밀에서의 점증부하운동 중 환기역치 지점을 결정함에 있어서 유효함을 확인할 수 있었다.

제 5 장 고 찰

환기역치 지점을 결정하기 위해 다양한 방법 및 생리학적 파라미터를 이용한 연구가 지속적으로 이루어지고 있지만, 일반적으로 이러한 환기역치 지점은 운동자가 운동을 종료한 이후에만 이를 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 점증 부하운동 중 실시간으로 환기역치 지점을 결정하기 위한 알고리즘을 제시하고, 알고리즘에 의해 결정된 환기역치 지점의 유효함을 보이고자 하였다.

이를 위해 본 연구에서는 운동능력을 나타내는 지표로서 활용되는 최대산소섭취량의 수준이 $49.866 \pm 7.48 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ 인 17명의 20, 30대 건강한 성인 남성을 대상으로 운동 부하 검사를 실시하였고, 운동 중 피험자의 운동시간에 따라 변화하는 심박수를 이용하여 실시간 알고리즘을 설계하였다.

본 연구에서 제시한 알고리즘 설계에 사용된 가정은 다음과 같다.

첫째로, 트레드밀에서의 점증부하운동 중 심박수는 운동 시간 및 운동 강도에 거의 비례하여 선형적으로 증가하기 때문에, 운동초기에 운동부하 검사의 프로토콜에 따라 변화하는 심박수에 대한 직선의 기울기 및 y 절편을 설정할 수 있을 것이다.

둘째로, 운동초기에 설정한 심박수의 변화에 따른 직선의 기울기에 대한 y 절편을 달리한다면, 운동종료 후 피험자의 최대심박수가 나타났던 운동 시점을 운동초기에 미리 예측할 수 있을 것이며, 이를 위해 초기에 설정한 기울기 및 y 절편을 이용하여 최대 y 절편을 설정할 수 있을 것이다.

셋째로, 점증부하운동 중 환기역치 지점은 최대산소섭취량의 약 40~60% 사이의 지점에서 나타난다는 선행연구의 결과에 따라, 실시간으로 환기역치 지점을 검출함에 있어서 운동초기에 설정한 초기 기울기 및 y 절편과 최대 y 절편을 이용하여 이러한 기준이 되는 시점에 해당하는 기준선을 결정하기 위한 VT y 절편을 예측할 수 있을 것이다.

끝으로, 일반적으로 심박수는 운동 초기에 선형적으로 증가하다가 환기역치

지점 이후에는 급격히 증가하기 때문에, 설정한 기준선에 의해 시작점을 설정하고 이후 초기 직선에 따라 실시간으로 변화하는 심박수를 판단하여 환기역치 지점 검출을 검출할 수 있을 것이다.

이러한 가정에 따라 알고리즘에 사용된 변수들의 회귀모형을 결정하기 위해서 점증부하 운동 중에 저장된 데이터를 이용하였고, 통계분석을 통하여 유효 변인만을 선택하였다. 또한, 운동초기에 알고리즘에 적용하기 위해 회귀수식을 통해 예측된 각각의 파라미터들은 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 저장된 값들로 검증되었고, 알고리즘에 의해 결정된 환기역치 지점도 운동종료 후 호흡 가스 분석기로 결정된 환기역치 지점을 이용하여 검증하였으며 모두 유의한 결과를 나타내었다. 따라서 이상의 결과들이 앞서 제시한 가정을 충분히 만족할 수 있었다.

기존의 운동능력 평가는 일반적으로 운동이 종료된 이후, 운동능력 검사시간 동안의 운동자의 신체상태 및 생리학적 정보를 이용하여 판단되어진다. 그렇지만 운동자의 신체상태가 항상 동일할 수 없고, 당일 컨디션에 따라 운동 능력이 향상되거나 또는 감소할 수도 있다. 그러므로 실제 운동자가 적합한 운동을 실시하기 위해서는, 운동 중 실시간으로 운동자의 신체상태 및 생리학적 정보를 파악하고 이를 반영해야한다.

따라서 본 연구의 알고리즘에 사용된 변수인 초기 기울기 및 각각의 y 절편들은 현재 운동하고 있는 대상의 신체 상태를 적극적으로 반영한다고 사료되어진다. 운동을 하는 대상의 現신체상태가 긍정적이라면 초기 기울기는 감소할 것이며 그에 따른 각각의 y 절편들도 변화하게 될 것이고, 그 반대의 경우라면 초기 기울기가 증가하여 환기역치 지점이 더 빠르게 나타날 것이므로 운동종료 시점이 앞당겨질 것이기 때문에, 이에 따라 운동자가 적정량의 운동을 실시할 수 있을 것이라 판단된다.

본 연구에서 제시한 알고리즘은 실시간으로 환기역치 지점의 검출이 가능하

고, 알고리즘에 적용된 생리학적 파라미터가 보다 무구속적이고 간편하게 측정 가능하다. 또한, 알고리즘 및 알고리즘에 사용된 생리학적 파라미터가 운동자 고유의 생리적·신체적 특성을 최대한 반영하기 때문에 운동자가 적정량의 운동을 실시하고, 신체능력 이상의 과도한 운동을 실시함으로써 발생할 수 있는 부작용을 미연에 방지할 수 있다고 생각된다. 뿐만 아니라, 알고리즘이 가슴 부착형 혹은 암밴드 형태와 같은 소형단말기에서부터 운동 능력 평가 시스템에 이르기까지 적용하기에 편리함과 동시에 간단하며 운동자에게 실시간으로 환기역치 지점을 피드백하기에 적합하다고 사료되기 때문에 이를 제안한다.

제 6 장 결 론

운동 중 무산소성 역치 지점은 개인의 운동능력을 반영하며, 일반인의 경우 무산소성 역치 이상의 운동은 오히려 신체에 역효과를 가져오는 부작용이 발생할 수 있기 때문에 무산소성 역치 이하의 운동이 바람직하다. 이러한 무산소성 역치 지점은 운동 중, 혈액 채취를 통해 혈중 젖산 농도를 분석하는 젖산역치나 호흡 가스 분석을 이용하는 환기역치를 통해 결정한다. 그렇지만 젖산역치는 운동 중 연속적으로 침습적인 방법을 사용하여 혈액을 채취해야 하며, 환기역치는 비침습적이나 가스 분석을 위해 부수적인 장비를 착용하여 피험자에게 구속감을 제공한다. 뿐만 아니라 이러한 젖산역치 혹은 환기역치 지점을 결정하기 위해 대표적으로 V-slope, D-max, CUSUM, Combined method와 같은 방법을 사용하지만 이러한 방법들은 운동이 종료된 이후에만 역치지점을 결정할 수 있다는 한계점을 가지고 있다.

이에 따라 본 연구에서는 보다 무구속적이고 측정하기 간단하며 피험자의 운동 중 現신체 상태를 반영하는 심박수를 이용하여, 운동 중 실시간으로 환기역치 지점을 결정하기 위한 알고리즘을 제시하고자 하였다. 알고리즘에 사용되는 회귀모형의 설계에 대해 변인들 간의 상관관계 분석을 실시하여 유효한 변인만을 선택하였다. 또한, 알고리즘 설계에 사용된 회귀 수식을 통해 운동 초기에 예측된 변수들은 운동 종료 후 호흡 가스 분석기에 저장된 데이터와 비교·평가하여 검증하였고 통계적으로 매우 유의한 결과를 확인할 수 있었다. 뿐만 아니라 알고리즘을 바탕으로 실시간으로 검출된 환기역치 지점도 운동종료 후 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점을 통해 검증하였고 통계적으로 유의한 결과를 확인할 수 있었다.

따라서 본 연구에서 제안한 알고리즘을 이용하여 운동 중 환기역치 지점을 결정하는 방법은 실시간으로 운동자에게 환기역치 지점을 피드백 할 수 있어 운동자가 적정량의 운동을 실시하도록 유도하여 신체능력 이상의 과도한 운동에 따른

부작용을 미연에 방지하기 위한 시스템에 적용하기에 충분한 가능성이 있다는 결론을 내릴 수 있었다.

그러나 알고리즘에 따라 결정된 환기역치 지점과 호흡 가스 분석기에 의해 결정된 환기역치 지점을 비교해보면 결과 값은 표준오차 0.32968 min, 최대오차 1.15351 min의 차이를 가지는 등, 실시간으로 환기역치 지점을 검출하지만 운동 종료 후 분석되는 환기역치 지점과 차이를 보인다.

따라서 향후의 과제는 다음과 같다.

본 연구에서 제시한 알고리즘에 적용하기 위한 회귀모형의 설계에 있어 적용한 실험 표본의 수가 많지 않은 것이 결과에서 나타나는 오차에 대한 하나의 원인이 되었을 것이다. 따라서 향후 많은 데이터 수집을 통해 다수의 실험 표본을 이용하여 회귀모형을 설계한다면 현재의 결과보다 뛰어난 알고리즘을 설계할 수 있을 것이다.

또한, 실험에 참여한 피험자는 신체적·정신적으로 건강한 20, 30대를 대상으로 하였기 때문에 알고리즘을 다양한 범위에 적용함에 있어 오차를 보일 수 있다. 그러므로 본 연구 결과에 더하여 성별, 나이, 질환 유무 등의 다양한 표본에 대한 실험이 요구되어지고 이에 따라 적용 범위가 확대될 수 있다고 사료된다.

다음으로 본 연구에서 점증부하운동 방식으로 이용한 Modified bruce protocol을 적용한 트레드밀 운동뿐만 아니라 조깅과 같은 일반적인 운동에 대한 연구까지 확대되어야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] 백일영, "운동생리학과 운동처방", 대한미디어, 153-158, 2002
- [2] 백정규, 이진오, 이재경, 김상우, "Treadmill protocol에 따른 Anaerobic Threshold 차이에 관한 연구", 한국 유산소운동 과학회지, 4(2), 63-77, 2000
- [3] 정일규, 윤진환, "휴먼 퍼포먼스와 운동생리학", 대경북스, 404-408, 2006
- [4] Baltimore, Williams, Wilkins, "ACSM's resource manual for guidelines for exercise and prescription", American College of Sports Medicine, 1998
- [5] Bodner ME., Rhodes EC., "A review of the concept of the heart rate deflection point", Sports Medicine, 30(1), 31-46, 2000
- [6] Bodner ME., Rhodes EC., Martin AD., Coutts KD., "The relationship of the heart rate deflection point to the ventilatory threshold in trained cyclists", Journal of Strength and Condition Research, 16(4), 573-580, 2002
- [7] Celik O., Kosar SN., Korkusuz F., Bozkurt M., "Reliability and validity of the modified Conconi test on Concept II rowing ergometers", Journal of Strength and Condition Research, 19(4), 871-877, 2005
- [8] Cheng B., Kuipers H., Snyder AC., Keizer HA., Jeukendrup A., Hesselink M., "A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds", International Journal of Sports Medicine, 13(7), 518-522, 1992
- [9] Conconi F., Ferrari M., Ziglio PG., Droghetti P., Codeca L., "Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners", Journal of Applied Physiology, 52(4), 869-873, 1982
- [10] Conconi F., Grazi G., Casoni I., Guglielmini C., Borsetto C., Ballarin E., Mazzoni G., Patracchini M., Manfredini F., "The Conconi test: methodology after 12 years of practical application", International Journal of Sports Medicine, 7(7), 509-519, 1996

- [11] Davis JA., "Anaerobic threshold: Review of the concept and directions for future research", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(1), 6-21, 1985
- [12] Eric P. Widmaier, Hershel Raff, Kevin T. Strang, "Vander's Human Physiology/10e", MC Graw Hill Education, GCO Science Publishing Co., 514-520, 2008
- [13] Farrel P.A., Wilmore J.H., Coyle E.F., Billing J.E., Costill D.L., "Plasma lactate accumulation and distance running performance", *Medicine and Science in Sports*, 11(4), 328-334, 1979
- [14] Fox E., Bowers R., Foss M., "The physiological basis for exercise and sport", Wisconsin, Brown & Benchmark, 1993
- [15] Gaesser, G.A., Poole D.C., "Lactate and ventilatory threshold: Disparity in time course of adaptations to training", *Journal of Applied Physiology*, 61(3), 999-1004, 1986
- [16] Giovanni Grazi, Gianni Mazzoni, Ilario Casoni, Simone Uliari, Gabriella Coll, "Identification of a VO₂ deflection point coinciding with the heart rate deflection point and ventilatory threshold in cycling", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1116-1123, 2008
- [17] Grazi G., Alfieri N., Borsetto C., Casoni I., Manfredini F., Mazzoni G., Conconi F., "The power output/heart rate relationship in cycling: test standardization and repeatability", *Medicine and Science in Sports Exercise*, 31(10), 1478-1483, 1999
- [18] Heikki Rusko, Paavo Rahkila, "Maximum oxygen uptake, anaerobic threshold and skeletal muscle enzymes in mole athletes", *International Series on Sports Science*, 12(1), 68-75, 1982
- [19] Hofmann P., Pokan R., Preidler K., Leitner H., Szolar D., Eber E., Schwabberger G., "Relationship between heart rate threshold, lactate turn point and myocardial function", *International Journal of Sports Medicine*, 15(5), 232-237, 1994

- [20] Hofmann P., Pokan R., Von Duvillard SP., Seibert FJ., Zweiker R., Schmid DP., "Heart rate performance curve during incremental cycle ergometer exercise in healthy young male subjects", *Medicine and Science in Sports Exercise*, 29(6), 762-768, 1997
- [21] Hofmann P., Wonisch M., Pokan R., Schwabberger G., Smekal G., VonDuvillard SP., "Beta1-adrenoceptor mediated origin of the heart rate performance curve deflection", *Medicine and Science in Sports Exercise*, 37(10), 1704-1709, 2005
- [22] James W. Fell., "The modified D-max is a valid lactate threshold measurement in veteran cyclists", *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(5), 460-463, 2008
- [23] Kara M., Gokbel H., Bediz C.S., "A combined method for estimating ventilatory threshold", *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 39(11), 16-19, 1999
- [24] Katch, Weltman V.A., Sady S., Freedson P., "Validity of the relative percents concept for equating intensity", *European Journal of Applied Physiology*, 39(4), 219-227, 1978
- [25] Lepetre PM., Foster C., Koralsztein JP., Billat VL., "Heart rate deflection point as a strategy to defend stroke volume during incremental exercise", *Journal of Applied Physiology*, 98(5), 1660-1665, 2005
- [26] Markus M., Bischoff, James Duffin, "An aid to the determination of the ventilatory threshold", *European Journal of Applied Physiology*, 71(11), 65-70, 1995
- [27] Paffenbarger R.S.Jr., Hyde R.T., Wing A.L., Hsieh C.C., "Physical activity, all-cause mortality, and longevity of college alumni", *New England Journal of Medicine*, 314(10), 605-613, 1986
- [28] Robert A., Robergs, StevenJ., Keteyian, "Fundamentals of Exercise Physiology/2e", Life Science Publishing Co., Mc Graw Hill Education, ,27-40, 2006

- [29] Robert J. A., "Exercise-induced asthma in athletes", *Sports Medicine*, 6(4), 193-196, 1988
- [30] Saltin B., P.O.Astrand, "Maximal oxygen uptake in athletes. *Journal of Applied Physiology*", 23(3), 353-358, 1967
- [31] Scott K. Powers, Stephen L. Dodd, "Total Fitness and Wellness", Pearson Education, 대한미디어, 2-8, 2005
- [32] Sue DY., Wasserman K., Moricca RB., Casaburi R., "Metabolic acidosis during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease; use of the V-slope method for anaerobic determination", *Chest*, 94(5), 931-938, 1988
- [33] Wasserman K.(1984). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *American Review of Respiratory Disease*. [Suppl] 129. 35-40
- [34] 池上晴夫, 강희성 역(1997). 운동처방. 보경문화사

ABSTRACT

A study for real-time estimation of ventilation threshold during incremental exercise test

Woo-hyuk, Choi

Department of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Generally, anaerobic threshold(AT), which is used to evaluate the individual ability to perform exercise, is determined by lactate threshold(LT) or ventilation threshold(VT). However, these methods make use of the physiological parameters which should be either detected by the blood sampling using continuous and invasive way or the respiratory gas analysis that is uncomfortable and restrictive to wear the equipment, even non-invasive way, during incremental exercise test.

Moreover, the point of anaerobic threshold is estimated by a variety of methods, such as V-slope and D-max, but these methods have their limitations that can be only applied and feedback after the termination of exercise.

For this reason, in this paper, it was designed that the algorithm can detect ventilation threshold and make exercisers a feedback in real-time, using heart rate which is possible measures to minimize exercisers' discomfort and restriction and can be measured easily, non-invasively and continuously. For

designing the real-time algorithm, we proceeded with the incremental exercise test and determined the ventilation threshold time in accordance with the respiratory gas analysis after the end of exercise.

Regression models, used in the design of real-time algorithm, and variables, estimated by regression equations, were verified using the data measured by respiratory gas analyzer during exercise. Ventilation threshold time estimated by real-time algorithm was also statistically validated by ventilation threshold time determined using respiratory gas analyzer after the termination of exercise.

As a result of the verification of ventilation threshold time estimated by real-time algorithm, it has produced the significant result in comparison with ventilation threshold time determined by respiratory gas analyzer. Consequently, the algorithm proposed in this paper is available. In addition, because the algorithm is simple and excellent portability, it is applicable to a wide range of systems and, as a result, the appropriate exercise using real-time feedback of exercisers' ability can be done.

key words: ventilation threshold, incremental exercise test, real-time estimation