Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 15, No.1, 1996

조종석 각도변화가 양성 가속도에 미치는 영향에 관한 연구

The Effects of High Sustained +Gz under Different Seat Back Angles

이 창 민* · 박 세 권**

ABSTRACT

Current fighter pilots, flying new generation aircrafts with high performance, are under severe stress during aerial combat maneuvering when they are exposed to high sustained +Gz(Head-to-foot) acceleration stress. Two major factors limiting performance during high sustained +Gz acceleration stress are loss of vision-greyout or blackout, and loss of consciousness(LOC). These symptoms are believed to occur as a result of insufficient blood flow to the retina and the brain.

This study was conducted to evaluate the effects of high sustained +Gz stress under different seat back angle. The results, obtained by the biodynamic computer simulations using the ATB(articulated total body) model, are represented with respect to three variables, such as HIC(head injury criterion) value, average G, and maximum G. The results demonstrate that the seat back angle(over 30°) had a significant effect to decrease +Gz stress on the head segment and had no significant effect on HIC.

1. 서 론

최근 항공관련 산업의 눈부신 발달로 인하여 인간은 지구의 대기권안 뿐만 아니라 대기권밖을 넘나드는 비행을 할 수 있는 항공 기체의 물리적 발전을 이루었지만 인간의 생리적인 기능은 여전히 동일한 상태에 있다. 현대의 발달된 항공기 특히, 전투

* 동의대학교 산업공학과
** 공군사관학교 산업공학과

기의 경우는 기동성이 현저히 향상되고 매우 빠른 속도로 비행할 수 있기 때문에 이를 조종하는 조종사에게 보다 많은 신체적 능력을 요구하게 되었다. 특히 허용 가속도(acceleration)의 증가는 그 중에서도 조종사들이 극복해야만 하는 커다란 장애물 중의 하나로 부각되었다[1]. 1918년 Henry head가 4.5G 이상의 비행에서 greyout과 blackout 증세 발생을 보고한 후 많은 학자들이 가속도가 인체에 미치는 영향에 대해 관심을 가지고 연구를 계속하여 이러한 연구결과 가속도 부하는 인체의 심혈기관(cardiovascular system)에 가장 큰 영향을 미쳐 조종사에게 생리적인 장애를 유발시킴으로써 비행에 중대한 영향을 미치고 있음이 입증되었다[2,3,4].

이와같은 생리적인 장애 현상은 가속도 부하가 끝남과 동시에 즉시 원상으로 회복되어 후유증(residual effect)이 나타나지 않으나, 높고(5-6G) 지속적인 가속도(high sustained G)에 반복적으로 노출될 경우에 가속도의 부하가 심혈기관에 미치는 영향에 대해서는 그 영향에 대한 연구가 진행되고 있다[5]. 특히 양성 가속도 부하시 망막동맥압이 감소됨에 따라 주변시야의 상실현상(greyout)이 오게 되고, 더 진행되면 blackout 현상이 나타나며 심하면 의식상실(loss of consciousness ; LOC)에 까지 이르게 된다는 것이다. 이와같이 과학기술의 발달은 항공기 성능의 향상을 초래하여 인체에 가해지는 가속도에 대한 신체의 대응능력 즉, 내성(tolerance)이 전투기 성능의 한계요인이 되어 조종사의 조종능력을 좌우하고 있음은 잘 알려진 사실이다.

이처럼 증가된 양성 가속도에 대한 내성을 높이기 위해 여러 가지 방법들이 연구되고 있는데 그 방법들의 주된 목표는 어떻게 하면 눈 부위의 혈압을 적절하게 유지할 수 있도록 하는가에 있다[6]. 가장 간단하고 효과적인 방법은 조종사가 임의로 취할 수 있는 동작으로 관성작용 방향에 따라 체위(posture)를 변화시키는 방법과 근육긴장법(straining maneuver)-muscle tensing, valsalva maneuver, M-1 maneuver 등-이다. 실제로 조종사가 수직선에서 30° 이상 뒤로 몸을 젖힐 경우 이완성 가속도 내성을 증가시키는데 유익하다는 사실이 알려져 있다[7]. F-16 전투기의 경우 조종석 각도(seat back angle)가 기본적으로 수직선에서 30°경사져 있고 가속도의 부하정도에 따라 조종석 각도가 자동적으로 조절될 수 있기 때문에 +9G 크기의 가속을 할 수 있고, 연료가 떨어질 때까지 이런 크기의 가속을 유지할 수 있어 인체의 적응 한계치를 넘을 정도의 성능을 갖고 있다[8]. 그리고 이와 병행하여 보호장비로 항 G복(anti G Suit)이 사용되고 있는데 Parkhurst 등은 항 G복 자체만으로 양성가속도에 대한 내성을 평균 1.2-2G로, 체위변화와 근육긴장법을 병행하면 평균 2.3-3G로 증진시킬 수 있다고 하였다[9]. 하지만 체위변화와 근육긴장법은 쉽게 피로를 유발시키므로 장시간 지속할 수 없는 단점을 가지고 있다. 그리고 F-15를 비롯하여 F-16 등의 최신예 전투기의 경우 급가속 및 높은 가속도가 지속적으로 부하되므로 이제까지 사용되어 왔던 방법들로서는 한계가 있기 마련이다. 따라서 가속부하가 되도록이면 인체의 생리적인 stress자체를 경감시킬 수 있는 방법이 필요하며 이는 가속이 걸리는 방향에 대하여 hydrostatic column의 길이를 줄여줌으로써 가능하다.

즉, 조종석 각도 및 자세를 적절히 조절함으로써 physiological stress를 감소시킬 수 있으며, 이를 위해서는 조종석 각도 및 자세 조절뿐만 아니라 조종석의 head rest, seat back angle, seat pan angle, heel rest line, 그리고 arm support 등의 기하학적 구조가 함께 고려되어야만 한다. 이는 가속도 부하시에도 인체의 기능을 유지하기 위한 최적으로 통합된 조종석의 기하학적 구

조를 의미하는 것으로 아직까지 이의 가장 적절한 형태는 결정되지 않고 있다.

본 연구는 조종석의 최적구조를 도출해 내기 위한 연구의 일환으로 조종석의 seat back angle에 따라 양성 가속도가 조종사의 인체에 구조적으로, 또한 생체역학(biomechanics)적으로 어떠한 영향을 미치는가에 관한 모의실험으로 anti G seat 설계를 위한 실험자료 획득에 그 목적을 두었다.

2. 가속도

생리적으로 가속도를 분류할 때에는 인체에 작용하는 가속도의 부하 방향에 따라 나누는데, 이 때 가속도 혹은 관성이 작용하는 방향은 세 가지 축(X, Y, Z)을 사용한다. 인체의 각 부위별 위치 및 인체운동의 동작에 대한 기술시에 기준자세로 삼고 있는 해부학적 자세(anatomical position)면에서 볼 때 X축은 인체를 전후로 통과하는 전후수평축(horizontal sagittal axis)과 Y축은 인체를 좌우로 통과하는 좌우수평축(horizontal frontal axis)과 Z축은 인체를 상하로 통과하는 수직축(longitudinal axis)과 평행한 방향이다[10]. 표 1은 인간에 작용하는 가속도와 관성의 방향에 따라 분류한 가속도의 생리적 분류 명칭을 보여주고 있는데 현재 공식적으로 사용되고 있는 표준 항공의학 용어이다[11].

우리의 인체는 +1Gz하에서 정상적인 기능을 발휘하도록 되어있어 +1Gz가 증가하면 우리의 체중도 이에 비례하여 증가하므로 2~3Gz정도에서는 두세 배로 증가한 체중으로 인해 자유 자제로 움직일 수가 없게 된다. 일반적으로 몸무게가 무거운 사람이 가벼운 사람보다 몸놀림이 둔하듯이 평소에 60kg의 체중을 가진 조종사가 4Gz를 받게 되면 체중은 240kg이 되므로 기동에 많은 지장을 받게 된다. 가속을 받기 시작해서 2Gz가 되면 조종사의 몸이 항공기 좌석으로 압착되면서 얼굴 표면의 피부와 턱이 아래로 당겨지고 몸통과 팔다리가 무거워짐을 느끼게 된다. 2.5Gz 정도가 되면 앉은 자세에서 일어나는 것 자체가 어렵게 되며 3Gz를 넘어서게 되면 팔다리를 움직이는 것조차 어려워진다. 7-8Gz이상에서는 조종사의 머리가 일단 앞으로 숙여지게 되면 다시 G를 정상(1G)으로 회복하지 않는한 정상적인(초기) 조종자세로 돌아올 수 없게 된다. 또한 인체가 양성 가속도에 노출되면

표 1. 방향 및 관성에 따른 가속도의 생리적 분류

direction of acceleration	direction of resultant inertial force	physiological and vernacular descriptors	standard terminology
headward	head to foot	positive G eyeballs down	+Gz
footward	foot to head	negative G eyeballs up	-Gz
forward	chest to back	forward transverse G eyeballs in	+Gx
headward	head to foot	backward transverse G eyeballs out	-Gx
to the right	right to left side	left lateral G eyeballs left	+Gy
to the left	left to right side	right lateral G eyeballs right	-Gy

수압의 원리에 의하여 심장 상층 부위의 혈압이 저하하게 되는데 구체적으로 양성 가속도 1G가 증가하면 뇌의 혈압은 약 23mmHg가량 저하한다. 그림 1에서 볼 수 있듯이 가속도로 인한 혈압저하로 인해 3~4Gz정도에서 시력이 저하되며 주변시가 상실되는 현상이 발생하는데 이를 greyout이라 한다. 가속도 부하량이 3.5~4.5Gz에 도달하면 혈압저하로 안구에 피가 공급되지 못해 눈앞이 까맣게 보이는 blackout현상이 일어나 시력을 상실하게 된다. 이 정도에서는 청력은 아직 살아있어 소리는 감지할 수 있으며 질문에 대한 답변을 할 수 있다.

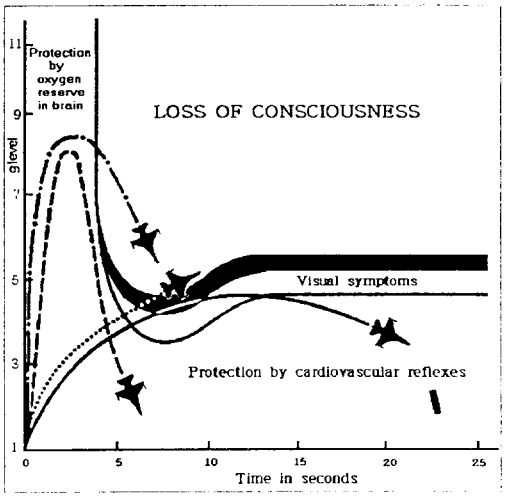


그림 1. 고중력 가속비행과 인체 영향 관계도
(Flight International, March 1987)

Blackout은 보통 의식상실 전에 오는데 인체에 가속력을 급격하게 가하면 조종사들은 greyout이나 blackout을 느끼지 못하고 바로 의식을 상실하게 되는 수도 있다. 의식상실에서 의식을 회복하는데 약 1분간이라는 긴 시간이 필요하며 회복한 후에 일정기간동안 공간정위를 상실하는 현상도 일어난다. 이런 동안에는 주위의 사항에 대한 사태판단력이 저하되고 특히 저공 비행시에나 전투 비행시에는 극히 위험한 요소가 된다. 가속도 내성에 대한 기존의 연구에 의하면 greyout은 blackout보다 0.6~1.0Gz전에 나타나고 blackout은 의식상실보다 0.5~2.0Gz의 가속도 증가를 필요로 한다. 즉, 의식상실은 +Gz를 증가시킬소록 더욱 증가된다[13].

3. 모의실험

3.1 모의실험 조건

조종사의 신체가 가속도에 노출되는 상황을 모의실험하기 위해서 사용한 프로그램은 ATB(Articulated Total Body)모델로 이는 인간 신체의 물리적인 제반 문제를 모의실험하기 위해 미국의 Calspan회사에서 개발하고 미공군에서 개선시킨 프로그램이다[14]. ATB모델을 사용하여 모의실험하기 위해서는 먼저 조종사의 인체특성치가 필요하다. 이 특성치에는 인체 각 부분의 치수 및 segment 각각의 무게, 관성모멘트

표 2. 50 percentile 미국 남자조종사 인체특성치

SELECTED BODY DIMENSION			
	WEIGHT	172.40	LB.
	STANDING HEIGHT	69.60	IN.
COMPUTED BODY DIMENSIONS			
0	WEIGHT	172.40	LB.
1	STANDING HEIGHT	69.60	IN.
2	SHOULDER HEIGHT	56.97	IN.
3	ARMPIT HEIGHT	50.93	IN.
4	WAIST HEIGHT	41.77	IN.
5	SEATED HEIGHT	36.60	IN.
6	HEAD LENGTH	7.81	IN.
7	HEAD BREADTH	6.31	IN.
8	HEAD TO CHIN HEIGHT	8.95	IN.
9	NECK CIRCUMFERENCE	15.07	IN.
10	SHOULDER BREADTH	16.01	IN.
11	CHEST DEPTH	9.63	IN.
12	CHEST BREADTH	12.88	IN.

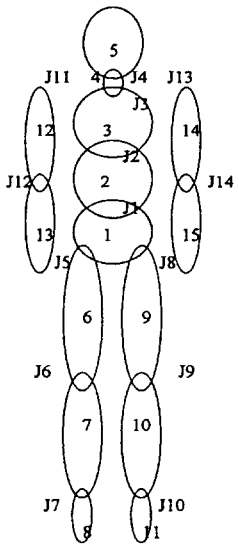
(moment of inertia), 접촉타원체의 축길이(contact ellipsoid semiaxis), 그리고 각 joint의 상대적 위치 등이 포함되는데, 국내 조종사를 대상으로 측정한 자료가 없기 때문에 본 연구에서는 50 percentile 미국 남자 조종사의 인체특성치를 사용하여 ATB모델에 입력하기 위해 필요한 자료를 산출해 내었으며 표 2에 그 일부가 나타나 있다[15,16].

모의실험 대상 항공기는 영국에서 개발하고 미국에서 개조하여 사용중인 AV-8B 항공기의 성능 제원을 기준으로 하였다. 가속도 profile은 표 3에서와 같이 0 msec에서부터 시작하여 500msec까지 지속적으로 9G까지 가속이 이루어지며, 이후에는 9G가 유지된다.

조종석의 seat back angle은 0°를 기준으로 ±50°까지 총 11개 각도를 대상으로 하였다. 15°각도를 기준으로 20°부터 50°까지는 조종석 자체가 누운 자세이며, 10°, 0°, -10°에서 -50°까지는 조종석 자체는 15°로 되어 있으되 조종사가 해당 각도만큼 몸을 앞으로 구부린 자세를 의미한다. 조종석의 head rest angle은 seat back angle과 동일하며, seat pan angle은 10°로 설정하였다.

표 3. 가속도 profile

TIME(msec)	Gx	Gy	Gz
0	0.000	0.000	0.000
20	0.130	0.000	0.378
40	0.260	0.000	0.756
60	0.391	0.000	1.135
80	0.521	0.000	1.513
100	0.651	0.000	1.891
120	0.782	0.000	2.269
140	0.911	0.000	2.647
160	1.042	0.000	3.026
180	1.172	0.000	3.404
200	1.302	0.000	3.782
220	1.432	0.000	4.160
240	1.562	0.000	4.538
260	1.693	0.000	4.917
280	1.823	0.000	5.295
300	1.953	0.000	5.673
320	2.083	0.000	6.051
340	2.213	0.000	6.249
360	2.344	0.000	6.808
380	2.474	0.000	7.186
400	2.604	0.000	7.564
420	2.669	0.000	7.942
440	2.864	0.000	8.320
460	2.995	0.000	8.699
480	3.100	0.000	9.000
500	3.100	0.000	9.000



Joint J connects Segment N(J) with Segment J+1

J =	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
N(J) =	1	2	3	4	1	6	7	1	9	10	3	12	3	14

그림 2. 인체 모델의 Segment와 Joint 형상

조종사의 인체모형은 그림 2에서 보는 바와 같이 15개 body segment-head, neck, upper torso, center torso, lower torso, upper arms, lows arms, upper legs, lower legs, foot-와 이들을 연결하는 14개의 joint로 구성했다. 이들 각각의 위치 및 연결 각도는 15° seat back angle을 갖는 AV-8B

전투기의 조종석을 기준으로 하며, 이 조종석의 기본 형태는 그림 3에서 보는 바와 같다.

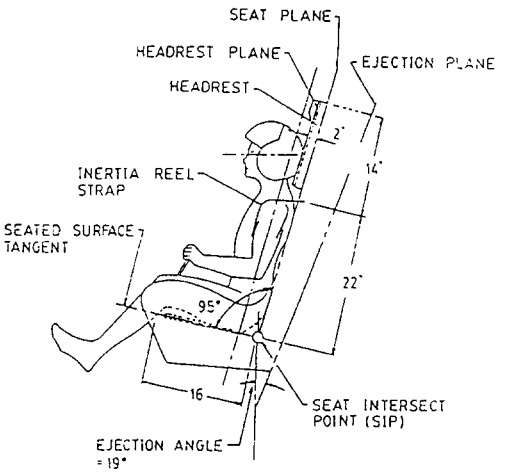


그림 3. AV-8 Ejection Seat의 형상

3.2 모의실험 결과 및 분석

그림 1에서 본 바와 같이 근대 전투기들은 5G 이상 9G-10G의 고중력 비행을 행하게 되므로 생리적 또는 생체역학적으로 신체에 손상이 가는지의 검증은 중요하며 또한 실제 비행중 부하는 9G라도 신체부위별 부하가속도는 상이하므로 부위별 평균 가속도와 최대 가속도를 측정하여 신체부위가(특히 머리) 비행가능 영역내에 있는지의 검증은 매우 중요한 것이다.

이러한 관점에서 총 11개 seat back angle에 대한 9G 상태에서 모의 실험한 측정 요소들은 다음과 같다.

○HIC(head injury criterion)값 : 인체의 머리에 가해진 충격정도를 측정하는데 사용되는 제한치는 1000이며, 이 값을 초과하게 되면 인체의 머리/목 부위에 심각한 부상 초래[17].

○평균 가속도(average G) : 인체 head segment가 받는 가속도의 평균치

○최대 가속도(maximum G) : 인체 head segment가 순간적으로 받는 최대 가속도의 양, 이며

위와 같은 3가지 요소의 값을 측정하되, 평균 가속도(이하 평균 G라 한다)나 최대 가속도(이하 최대 G라 한다)를 head segment에 대해서만 측정한 이유는 head segment가 인체의 다른 segment들에 비해 양성 가속도에 가장 민감한 반응을 보이고, 가속도 자체가 머리로부터 다리 방향으로 작용하기 때문이다. 이 중에서도 가장 중요한 값으로는 평균 G인데, 이는 머리의 일정자세 유지는 계속적인 비행유지에 절대적인 영향을 주기 때문이다. 또한 가속도의 변화 추이를 알아보기 위해 가속 시간별로 인체가 받는 가속 부하량을 측정하였다.

먼저 각 seat back angle 별 모의실험 결과 HIC 값, 평균 G, 그리고 최대 G의 값들은 다음 표 4와 같으며 그림 4는 이들을 그래프로 나타낸 것이다.

그림 4에 의하면 평균 G와 최대 G값의

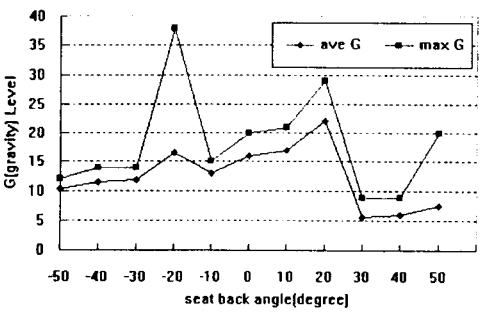


그림 4. Seat back angle별 평균 G 및 최대 G

변화 경향이 +50°와 -20°의 경우를 제외하고는 유사함을 알 수 있다. +50°의 경우 평균 G는 낮은데 비해 상대적으로 최대 G는 높은 것은 수직선으로부터의 각도가 너무 큰 관계로 가속시간 초기에는 오히려 순간적으로 받게 되는 가속 부하량이 많다고 판단되나 이후의 연구에서 보다 세밀한 모의실험이 요구되는 항목이다.

표 4. F-Values (*p<0.05) of the ANOVA Effects

seat back angle	average G	maximum G	HIC
0	16.0	23.0	76.0
10	16.9	24.7	65.7
20	22.1	29.3	81.0
30	5.6	8.8	27.2
40	6.0	8.8	31.8
50	7.5	20.0	49.6
F-values	5.53*	2.03	2.91

seat back angle에 따라 평균 G, 최대 G, HIC 값 들이 영향을 받는지를 검증하기 위하여 실제 비행가능 영역인 seat back angle 0°이상의 경우를 multi-factor analysis of variance (ANOVA) test를 MINITAB 통계 패케지를 이용하여 점검하여 본 결과, 인체(머리)에 받는 평균 G는 seat back angle에 따라 유의성을 보여주고 있다는 것이다. 보다 중요한 결과는 평균 G의 경우, 서론에서 언급했던 내용들이 실제로 입증되고 있음을 보여 주는데 기본 자세인 10-15°각도를 기준으로 각도가 증가될수록 즉, 조종석이 뒤로 누울수록 평균 G가 감소되는 현상을 볼 수 있다.

이는 수직선에서 30°이상의 앙와자세(crouch position)가 가속도에 대한 내성을 증진시킨다는 기존의 생리학적 연구결과와 일치한다[9]. 그리고 10-15° 기준 자세에서 각도가 감소될수록 즉, 조종사가 앞으로 몸을 굽힐수록 평균 G가 감소되는 것을 볼 수 있는데 이 또한 조종사가 지속적으로 고가속을 받고 있을 때 이에 대한 내성 증진을 위해 자위적으로 상체를 앞으로 숙이고 항문을 부분적으로 닫는 상태에서 신음소리를 내며 전신 근육을 수축시키는 M-1 maneuver의 효과를 입증해 주는 결과이다[9].

평균 G의 값이 20°에서 30°사이에서 심한 차이를 나타내는 것으로 보아 앙와자세의 경우는 적어도 30°이상 누워야만 효과를 기대할 수 있으며, 마찬가지로 -20°에서 -30° 사이에서도 같은 경향을 보이므로 몸을 앞으로 숙일 때도 -30° 이상을 구부려야만 M-1 maneuver의 효과를 볼 수 있음을 알 수 있다.

최고 G는 seat back angle별로 약간의 차이는 나타내고 있으나 통계적인 유의성은 보여주지 못하고 또한 그림 1에 의한 한계치 내에 있어서 단시간 내의 최고치 상승은 비행에 큰 영향을 주지 못하고 있다.

표 4는 seat back angle별 HIC 값을 나타낸 것으로 HIC 값은 전부 제한치인 1000을 훨씬 밑돌고 있기 때문에 9G 크기의 가

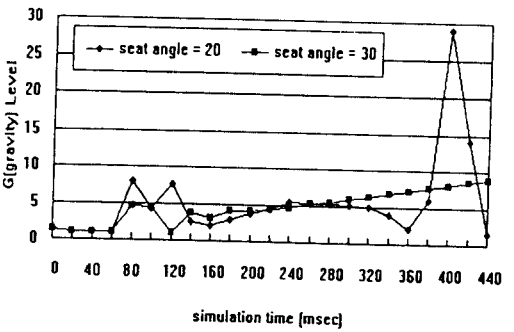


그림 5. 가속시간별 인체 가속 부하량(seat back angle=20° & 30°)

속도로는 인체의 구조에 물리적으로 영향을 주지 못한다는 것을 알 수 있다. 그림 5와 그림 6은 가속 시간별 인체의 가속 부하량을 측정한 값이며 이중에서 평균 G의 값변화가 가장 심한 seat back angle 20°와 30°, 그리고 -20°와 -30°경우를 분석해 보면 seat back angle이 20°일때 시간별 가속 부하량의 변화 경향은 현 기준 seat angle과 유사하다[18].

가속이 진행됨에 따라 실제 가속량과 인체가 받는 가속 부하량이 선형관계를 유지하다가 80msec를 지나면서 실제의 가속량은 약 1.5G인데 반해 8G정도로 인체가 받는 가속 부하량은 급격한 증가를 보인다. 그 이후 가속이 지속적으로 증가되어 400msec시 실제 가속량이 약 7.5G일 때 그 동안 받았던 가속의 효과가 누적되어 한꺼번에 29G 까지 가속 부하량이 증가되는 것을 볼 수 있다. 이에 반해 30°의 경우는 300msec까지는 경향이 비슷하나 그 이후 20° 의 경우와 달리 증가없이 실제의 가속량이 증가와 비슷하게 인체 가속 부하량이 증가함을 볼 수 있다[18].

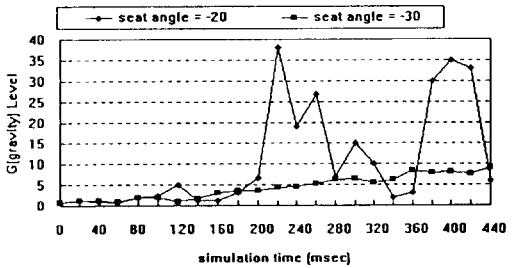


그림 6. 가속시간별 인체 가속 부하량(seat back angle = -20° & -30°)

평균 G와 최대 G의 경우에서도 보았지만 앙와자세에서 30°를 넘을 경우, 인체 가속부하량이 급격한 변화없이 거의 일정하게 유지되는 것으로 보아 가속도 내성에 있어서의 효과가 입증된다. 그림 6의 seat back angle이 -20°와 -30°의 경우도 그림 5와 가속시간 및 부하량의 세부적인 수치가 다를 뿐 경향은 유사한 것으로 보아 가속도 내성을 위해 앞으로 몸을 구부릴 때도 반드시 -30° 이상이어야만 효과를 기대할 수 있다.

4. 결 론

현대의 고성능 전투기에서 발휘되는 고중력 가속도는 기계적인 전투비행 성능을 향상시켰지만 인체의 기능은 신체 반응의 한계라는 벽에 부딪치게 하였다. 인체가 가속도에 견딜 수 있는 한계점에 도달 하였을시의 증상은 greyout, blackout을 거쳐 의식상실에 이르는 일련의 감각장애로서 나타난다. F-15나 F-16등의 고성능 전투기에 탑승하는 조종사는 이러한 고중력 가속도를 유발하는 비행에 항시 참가하게 되어 비행 성능에 부합한 임무를 수행하기 위하여 가속도에 대한 신체적 내성을 증가시키기 위하여 앞에서 언급한 여러가지 방법들을 사용하여 왔다. 또한 이들 방법과 아울러 가속도 부하시에도 인체의 기능을 정상적으로 유지하기 위한 하드웨어의 개선의 일환으로 조종석의 기하학적 구조를 찾아내기 위한 노력도 시도되고 있다. 실제 고중력(9G)에 노출된다는 것은 특수환경하에서만 이루어질 수 있는 것이기 때문에 지상에서의 인위적인 실험은 특수장비를 요구하여 모의 실험을 통한 사전연구는 중요한 것이며 또한 경제적인 것이다.

본 연구는 이러한 시도의 일환으로 조종석의 seat back angle이 양성가속도에 미치는 영향을 알아보고자 ATB 모델을 사용하여 모의실험하였다. 모의실험 결과는 이와 같은 주제에 대해 이제까지 연구되어온 생

리학적 결과들과 유사함을 보였다. 즉, seat back angle의 기울기에 인체 head segment의 가속 부하량과는 비례적인 관계가 있으나 각도가 수직 상태로부터 ±30°이상을 초과할 때에만 이러한 관계가 성립한다는 것이다. 일반적으로 생리학적인 방법으로 seat back angle과 가속도와의 관계를 연구하는데 있어서는 피실험자를 직접 human centrifuge에 태워 가속을 부하하면서 피실험자의 눈과 심장의 위치를 X-ray를 이용하여 가속도 부하방향에 대한 hydrostatic column의 길이를 측정함으로서 이 길이와 가속도 내성과의 관련성을 찾아내게 된다. 그러므로 측정할 수 있는 자료가 한정되어 있는데 반해 본 연구에서 수행된 모의실험을 통해서는 인체 각 부위별로 부하되는 가속도의 물리량을 msec간격으로 측정할 수 있으므로 서론에서 제기했던 조종석의 최적구조를 도출해내기 위한 자료로는 더 적합하다고 판단된다.

그러나 이 연구결과를 적용하여 seat back angle의 기울기를 조절함으로써 가속도 내성을 증가시키는 방법은 조종사가 조종실 내에서 임무수행을 위해 취해야 하는 동작 및 시야, 계기반과의 관계, 비상탈출시의 문제 등 항공기 설계와 밀접한 관계를 고려해야 한다는 점이다.

향후의 연구에서는 이 문제점을 고려하여 보다 시스템적으로 모의실험이 수행되어야 한다. 그리고 이번 연구에서는 인체의 골격부분이 받는 가속부하량만 고려했지만 골격과 함께 이를 감싸고 있는 근육도 같이 고려하여 연구 할 필요성이 있다.

참 고 문 헌

[1] K. F Maxcy, M. J Rosenau, and J. M Last(1980), Public health and preventive medicine (Appleton-Century-Crofts), pp. 846-863.

[2] E. H Lambert(1950), Effects of positive acceleration on pilots in flight(J. Aviat, Med. 21), pp. 195-220.

[3] M. H Laughlin, et. al.(1982), Regional distribution of cardiac output inunanethetized baboons during +Gz stress with and without an anti-G suit (Aviat. Space environ, Med), pp. 133-141.

[4] D.F Peterson, et. al.(1975), Cardivascular changes during and following 1-minexposure to +Gz stress(Aviat. Space Environ. Med. 46), pp. 775-779.

[5] V.M Voge(1977), Psycho-physiological assessment of acceleration induced changes in various seat configuration (Aviat. space Environ. Med.), pp. 527-538.

[6] S.D Levertt, and J. E whinnery(1985), Biodynamics-sustained acceleration (Fundamentals of Aerospace Medicine edited by R. L DeHeart)

[7] J.W Burns, and E. whinnery(1984), Significance of headrest geometry in +Gz protective seats(Aviat, space Environ. Med. 55), pp. 122-127.

[8] T.O. F-16C-1(1982) U.S. air force manual : Section Ⅲ

[9] H.G. Armstrong, Airospace Medicine

[10] J.N Barhan(1978), Mechanical Kinesiology (C.V. Mosby Company)

[11] H.S Torstle, et. al.(1978), U.S. Naval flight Surgeon's Manual(U.S. Government Printing Office, Washington)

[12] Department of the Air force(1975), Air force Pamphlet-physiological Training (U.S. Government Printing Office, Washington)

[13] J.E Whinnery, and R. M shaffstall (1979), Incapacitation time for +Gz induced loss of consciousness(Aviat. space environ, Med. 50)

[14] L.A Obergefell, et. al.(1988), Articulated Total body Model Enhancements (AAMRL-TR-88-043, Vol.2)

[15] NASA Reference Pub. 1024(1978), Anthropometric Source Book : Vol.2

[16] L.D. Baughan, Development of an interactive computer program to produce body description data, AFAMRL-TR-83-058, Wright-Patterson, AFB, OH, 1983

[17] J.Versace(1971), A Review of the Severity Index(SAE paper No. 710881)

[18] C.M. Lee, A. Freivald, and S.Y. Lee(1991), Biodynamic Simulations of the Effect of a Neck-Mounted Air Bag on the Head/Neck Response During High G Accelaration, (Aviat. Space Environ. Med. 62), pp. 747-753