《裝備研究》

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol.7 No. 1, June 1988

힘판을 이용한 중심 동요의 자동측정에 관한 연구

(Computer Aided Measurement and Analysis of Body Sway Using Force Platform)

鄭 炳 榕† 朴 景 洙††

Abstract

An instrumentation system for the automatic measurement of body sway has been developed. The system consists of a force platform, amplifiers, and data acquisition and display software, operating on a computer. We used only the force platform and electronic amplifying unit in Kistler Biomechanics System to obtain precise measurements, and developed the data acquisition and analysis software using an IBM PC with 12 bit A/D converter. The system can be used in various specialized disciplines, such as ergonomics, rehabilitation, neuromuscular control, as well as sprots biomechanics.

I. 서 론

인간은 다른 동물들과 다르게 몸을 지탱하는 지지면이 좁은데 비하여 몸의 무게중심은 지지면에서 너무 위로 올라가, 몸 전체의 평형에서는 불균형적인 직립 자세를 취한다. 따라서, 어떤 동작이나 자세를 취할 때, 신체의 평형을 유지하기 위해서는 복잡한 신경, 근육 체계의 조절 작용이 요구되며[1], 인간의 안정된 자세와 효율적인 동작을 위한 관심은 인체 동작과 자세에 대한 연구로 나타나게 되었다.

19세기 이래로, 인간의 움직임에 대한 분석은 의학, 체육학 뿐만아니라 작업 동작의 효율성에 관심을 둔 인간공학(산업공학)의 주요 관심 분야가 되었으며, 인체의 동작과 자세에 대하여 과학적으로 연구 하고자하는 노력은 생체의 구조와 기능을 기계적 원리와 방법을적용하여 연구하고자 하는 생체역학(biomechanics)으로까지 발전하였다.

인체 동작의 분석 방법에는 카메라, 비디오 등을 이용하여 주로 눈으로 동작을 관찰하여 주관적 평가를 하는 정성적 분석 방법(qualitative method)과 계측장비를이용하여 동작을 즉

† 한국과학기술원 산업공학과 인간-기계/생산 체계 연구실
†† 한국과학기술원 산업공학과

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

정한뒤 측정 자료를 근거로 객관적인 분석을 하는 정량적 분석 방법 (quantitative method)으로 나눌 수 있다.

인체 동작 연구에 있어서 정량적 분석 방법은 계측 장비의 발달과 컴퓨터를 계측 장비와 연결하여 측정한 자료를 빠른 시간내에 분석할 수있게 됨에 따라 날로 그 중요성이 인식되고 있으며, 그 중에서도 힘판 (force platform)을 이용한 인체 동작의 분석은 가장 널리 사용되는방법 중의 하나라고 할 수 있다.

힘판은 힘 감응기 (force transducer)를 이용하여 힘판 위에 가해진 힘을 측정함으로써, 작용된 힘과 무게중심 (center of pressure) 등의 변화를 조사할 수 있도록 한 측정 장치이다.

본 연구에서는 힘판의 힘 감지기에서 작용된 힘에 비례하여 나오는 전기적 신호를 컴퓨터로 받아들임으로써, 인체 동작에 관하여 정량적으로 분석하고자 한다.

본래 생체역학 (biomechanics) 분야의 연구 도구로써 많이 사용되는 힘판 측정 장치는 힘판을 비롯하여 힘판의 힘 감응기들에서 나오는 신호들을 분석하기 위한 컴퓨터와 software 등을 포함하는 종합 장비 체계로 구성되어 시판되고 있으며, 이들 모두를 구입하는 경우에는 매우값이 비싸므로 장비 전체를 구입하는 대신 범용 장비를 연결하여 분석 장치를 구축함으로써 경비 절감을 가져올 수 있다.

본 연구에서는 힘판과 증폭기, 컴퓨터 및 응용 software로 구성된 Swiss Kistler사의 Biomechanical measuring system 중에서 정밀한 계측을 위하여 힘판과 증폭기만을 구입한 뒤, 이를 범용 A/D (Analog-to-digital) Converter와 IBM PC를 이용하여 분석하는 자동화된 측정 장비 체계를 구축함으로써, 경제적 절감을 가져옴과 동시에 인체의 동작이나 자세에 있어서 무게 중심을 위주로 분석하는 방법을 제시하고자 한다.

Ⅱ. 실험 장치 및 측정원리

1. 실험 장치

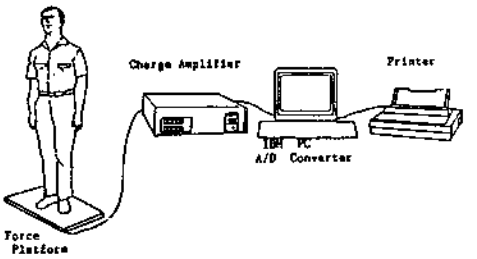


Fig. 1 Experimental Apparatus

본 연구에서 인체 동작을 분석하기 위하여 구축한 장비 체계는 다음 3부분으로 구성되어 있다. (Fig. 1)

1) 힘 감응기 들이 부착된 힘판
2) 힘 감응기의 신호를 증폭하는 증폭기
3) A/D Converter 및 컴퓨터

힘 감응기 (force transducer)는 힘판 위에 가해진 물리적 힘의 양에 따라 이에 비례하는 전기적 신호를 보낸다. 힘 감응기에서 나오는 전기적 신호는 매우 미약하므로 신호를 증폭하여 전압으로 나타내 주는 증폭기가 이용된다. 증폭기에 의해 얻어진 전압은 A/D (Analog-to-digital) Converter에 의하여 수치화되어 컴퓨터 기억장치에 저장 된후, 분석 프로그램에의하여 분석된다.

본 연구에서 사용된 힘판은 작용된 힘의 양에 비례하여 전기적 전하 (electrical charge)를 보내는 압전 감응기 (piezoelectric sensor)를 이용한 스위스 Kistler사의 Multicomponent measuring platform (type 9281B) 이다. 이 힘판은 직사각형 (400×600㎜) 으로, 네 모서리에서 x, y, z 방향의 힘을 각각 측정하도록 총 12쌍의 압전 감응기가 부착되어 있다.

힘 감응기를 통하여 나온 전기적 신호는 특수하게 설계된 cable에 의하여 전기적 전하를 전압으로 바꾸어 주는 Kistler사의 전하 증폭기 (Charge Amplifiers Type 9861A)에 입력되어, −10V에서 10V 사이의 전압으로 증폭되게 된다. Kistler사의 전하 증폭기는 측정하고자 하는 힘의 최대 범위 값에서 (200, 500, 1000, 2000, 5000N 중 선택가능) 전압이 10V가 되도록 증폭률을 조절하여, 가해진 힘을 한정된 전압 범위

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

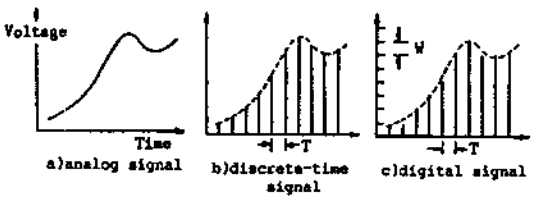


Fig. 2 Analog to digital conversion

로 변환하는데 따른 민감도 (sensitivity)를 조절할 수 있도록 하는 기능도 갖고 있다.

증폭기에서 나온 신호는 시간이나 전압 진폭이 모두 연속적으로 변하는 analog signal인데, 이를 컴퓨터에 입력시키기 위해서는 신호를 시간과 진폭이 모두 이산치인 digital signal로 바꾸는 과정이 필요하다. Fig. 2는 analog singal이 digital signal로 변환되는 과정을 나타낸 것이다. 즉, analog signal (Fig. 2-a)을 일정 시점에서만 불연속적으로 신호 함수의 값이 정의 되도록 한 신호를 이산 시간 신호 (discrete-time signal, Fig. 2-b)라 하며, 이러한 과정을 표본화 (sampling)라고 한다. 이때, 시간 간격 T를 표본화 주기 (sampling period), 1/T를 sampling rate 또는 sampling frequency라 한다. 이산 시간 신호는 신호의 진폭을 이산치 (2진수로 표현)만 취하도록 하는 양자화 (quantization) 과정을 통하여 digital signal(Fig. 2-c)이 되며, 이때 진폭의 간격 W를 양자화 폭(width of quantization)이라 한다. 이와 같이 analog signal의 진폭을 2진수로 계수화한 digital signal로 변환시켜 컴퓨터에 입력시킬 수 있도록 하는 변환기를 A/D converter라 한다. A/D converter는 입력 전압의 허용 범위에 따라 양 (positive) 전압만을 다루는 unipolar type (주로 0~5, 0~10V 구간)과 음, 양의 전압을 모두 다루는 bipolar type (주로 -5~5, -10~10V 구간)으로 나뉘며, 양자화 폭 W를 A/D Converter의 분해능 (resolution)이라 하며, n bit A/D Converter인 경우(입력 전압의 허용 범위/(2^n-1))로 나타내진다.

본 연구에서는 증폭기의 출력 전압 범위와 맞게 입력 허용 범위가 -10~10V인 bipolar type의 12bit A/D Converter (금비 K-S Engineering 제품 KSE-8627 V2.0)를 IBM PC의 입력 ports에 꽂아 사용함으로써 전하 증폭기에 의하여 얻어진 전압을 컴퓨터에 입력되도록 하였다. 즉, -10V에서 10V 사이의 연속적인 전압 신호가 일정 시점마다 샘플링되어 그 시점의 전압에 따라 0에서 4095까지의 4096($=2^{12}$)개 숫자로서 나타내진다(분해능은 $20/(2^{12}-1)$ V). 변환된 숫자는 힘과 전압과의 관계를 이용하면 본래 힘의 양으로 나타낼 수 있다.

컴퓨터 (IBM PC)는 전하 증폭기에서 얻은 연속적인 전압 신호를 시간에 따라 샘플링하여 그 때의 값을 수치화하도록 명령하며 수치화된 값을 기억장치에 저장한 뒤 분석하는 역할을 한다. 실험하는 동안 data를 컴퓨터에 신속하게 받아들이기 위하여 data를 먼저 RAM disk를 이용하여 저장한 뒤에 실험이 끝난 후에 floppy diskette에 저장하여 분석을 한다.

연속적인 전압 신호를 미세한 간격의 시점마다에서 샘플링한 값으로 표현하기 위해서는 단위시간당 샘플링 횟수를 늘려야 보다 정확한 분석을 할 수 있다. 본 연구에서는 초당 25번 무게 중심의 위치에 관한 data를 얻을 수 있도록 샘플링하였다.

2. 측정원리 및 힘판의 신호처리 과정

크기 600×400㎜ (힘 감응기간의 거리는 400×240㎜)인 힘판위에 사람이 서 있을 때, 작용된 힘의 크기와 무게 중심(center of pressure)의 위치는 힘 감응기들로부터 얻은 값을 이용하면 구할 수 있다.

Fig. 3-a)와 같이 힘 감응기들의 위치를 중심으로 한 X-Y-Z (원점O) 좌표계를 설정한 경우(실제 힘 작용면은 힘 감응기들과 54㎜ 떨어진 힘판의 표면임), i 번째 힘 감응기들의 위치 (i=1,2,3,4)에서 X, Y, Z 방향으로 작용하는 힘을 각각 Fx_i, Fy_i, Fz_i라 하면 힘판의 출력 신호는 다음과 같이 8개의 채널로 증폭기에 전송된 뒤 Converter를 통하여 컴퓨터에 입력된다.

채널 1 : $Fy_{1+2}=Fy_1+Fy_2$

채널 2 : $Fy_{3+4}=Fy_3+Fy_4$

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

채널 3 : $Fx_{1+4}=Fx_1+Fx_4$

채널 4 : $Fx_{2+3}=Fx_2+Fx_3$

채널 5 : Fz_1

채널 6 : Fz_2

채널 7 : Fz_3

채널 8 : Fz_4

원래 12개의 힘 감응기들로부터의 신호를 X, Y 방향에 대해서는 Fx_{1+4}, Fx_{2+3}, Fy_{1+2}, Fy_{3+4} 신호만을 알아도 분석에 필요한 자료들을 구할 수 있으므로, 신호 전송의 편리를 위하여 12개의 채널을 사용하지 않고 8채널로 신호들을 전송한다.

만일 힘판위에 수직방향의 힘 F만 작용하는 물체가 놓여 있다고 가정하면 (Fig. 3-b에서 Fx=0, Fy=0, Fz=F인 상태), 무게 중심의 위치는 수직(z 축) 방향의 힘을 측정할 수있는 힘 감응기들로만 구할 수 있다.

즉, 수직 방향의 힘의 균형과 X, Y축 주위의 염력 균형에서

$$\Sigma Fz=Fz_1+Fz_2+Fz_3+Fz_4-F=0$$

$$\Sigma Mx=F\cdot a_y-a\cdot(Fz_1-Fz_2-Fz_3+Fz_4)=0$$

$$\Sigma My=b\cdot(Fz_1+Fz_2-Fz_3-Fz_4)-F\cdot a_x=0$$

여기서 a_x는 무게 중심의 X 방향의 위치

a_y는 무게 중심의 Y 방향의 위치

a는 힘판의 감응기간의 세로 길이의 1/2로 120mm

b는 힘판의 감응기간의 가로 길이의 1/2로 200mm

따라서,

$$F=Fz_1+Fz_2+Fz_3+Fz_4$$

$$a_x=b\cdot(Fz_1+Fz_2-Fz_3-Fz_4)/F$$

$$a_y=a\cdot(Fz_1-Fz_2-Fz_3+Fz_4)/F$$

가 된다.

그러나, 힘판위에서 이루어지는 대부분의 연속 동작(걷기, 달리기, 점프동작 등)들은 Fig. 3-b)의 힘 F와 같이 수직 방향의 힘 뿐만아니라 X, Y축 방향의 힘 Fx, Fy도 작용한다.

따라서, 힘 감응기들을 중심으로 한 X-Y-Z 좌표계를 중심으로 각 방향의 힘의 균형과 X, Y축 주위의 염력 균형 조건에 의하여 다음 관계식들이 만족되어야 한다.

$$\Sigma Fx=Fx_{1+4}+Fx_{2+3}-Fx=0$$

$$\Sigma Fy=Fy_{1+2}+Fy_{3+4}-Fy=0$$

$$\Sigma Fz=Fz_1+Fz_2+Fz_3+Fz_4-Fz=0$$

$$\Sigma Mx=Fz\cdot a_y+Fy\cdot a_z-a\cdot(Fz_1-Fz_2-Fz_3+Fz_4)=0$$

$$\Sigma My=-Fz\cdot a_x-Fx\cdot a_z+b\cdot(Fz_1+Fz_2-Fz_3-Fz_4)=0$$

여기서 a_z는 힘 감응기들의 위치와 힘 작용면(힘판의 표면) 사이의 거리로 54mm

따라서,

$$Fx=Fx_{1+4}+Fx_{2+3}$$

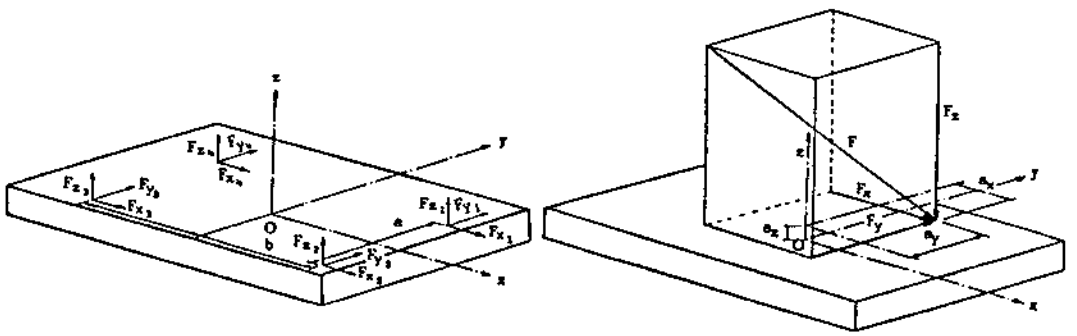
$$Fy=Fy_{1+2}+Fy_{3+4}$$

$$Fz=Fz_1+Fz_2+Fz_3+Fz_4$$

$$a_x=\frac{(-Fx\cdot a_z+b\cdot(Fz_1+Fz_2-Fz_3-Fz_4))}{Fz}$$

$$a_y=\frac{(-Fy\cdot a_z+a\cdot(Fz_1-Fz_2-Fz_3+Fz_4))}{Fz}$$

가 되며, 시간에 따라 힘 감응기들로 부터 작용



a) b)

Fig. 3 Force platform and measured variables

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

된 힘을 측정함으로써 힘의 변화 및 무게 중심의 위치 이동을 측정할 수 있다.

Fig. 4는 증폭기에 의해 증폭된 analog 신호를 12bit A/D Converter를 통하여 Digital 신호로 입력되도록 명령하고, 입력된 신호를 이용하여 작용된 힘과 무게 중심의 위치를 구하도록 하는 Computer program (BASIC언어이용)이다. 이 Program은 Quick BASIC Compiler로 Compile 한 후 수행하게 된다.

Ⅲ. 실험 자료의 분석 및 응용

힘판을 이용하여 인체 동작을 분석할 때 사용되는 평가 변수로는 작용된 힘과 분력, 염력(moment), 무게중심 등이 이용된다.

본 연구에서는 힘판 위에서의 인체 동작을 분

```
10 'A/D CONVERTER Data Acquisition Program
20 CHSLST=&H380          ' port address for channel select=380H
30 CONSRT=CHSLST+5       ' port address for conversion start=385H
40 ARDLSB=CHSLST         ' port address for reading data (8 bit)=380H
50 ARDMSB=ARDLSB+1       ' port address for reading data (4 bit)
60 CLS
70 KEY OFF
80 DIM AD(8)                                    'Dimension for channel input
90 INPUT "Name of subject c: "; NAM$
100 INPUT "Fx, Fy level : ":XYL                 'Select Fx, Fy level
110 INPUT "Fz level : ":ZL                      'Select Fz level
120 INPUT "Time ":TM                            'Determine experiment time (unit: sec,)
130 OPEN "o",#1,NAM$                            'Data file open
140 N=0
150 PRINT "start :press ESC key"
160 IF INKEY$=CHR$(27) THEN 170 ELSE 160        'Experiment start : ESC Key
170 CLS
180 TIME$="00:00:00"                            'Timer 0 setting
190 LOCATE 4,70 :PRINT "SCAN ON"
200 N=N+1
210 FOR J=1 TO 8
220 OUT CHSLST,J-1          'channel select
230 OUT CONSRT,0            'conversion start
240 B=INP(ARDLSB)           'read port data (8 bit)
250 A=INP(ARDMSB)           'read port data (4 bit)
260 A=A AND &HF
270 A=A*256+B               'compute 12 bit data (decimal value)
280 WRITE #1, A             'write channel data
290 AD(J)=A*(20/4095)-10    convert the data to voltage range
300 NEXT J
310 FY=AD(1)+AD(2)                      'AD(1)=Fy1+Fy2, AD(2)=Fy3+Fy4
320 FX=AD(3)+AD(4)                      'AD(3)=Fx1+Fx4, AD(4)=Fx2+Fx3
330 FZ=AD(5)+AD(6)+AD(7)+AD(8)          'AD(5)=Fz1, AD(6)=Fz2, AD(7)=Fz3, AD(8)=Fz4
340 FX=FX*XYL/10 :FY=FY*XYL/10 :FZ=FZ*ZL/10 'convert voltage range to force range
350 MY=.02*(AD(5)+AD(6)-AD(7)-AD(8)*ZL
360 MX=.012*(AD(5)-AD(6)-AD(7)+AD(8))*ZL
370 AX=(-FX*.0054+MY)/FZ*1000           'Determine center of pressure
380 AY=(-FY*.0054+MX)/FZ*1000           '  (unit : mm)
390 IF TIMER >TM THEN 390 ELSE 200      'Check Timer
400 LOCATE 4,70 :PRINT "SCAN OFF"       'Completion of experiment
410 CLOSE #1                            'Data file close
420 PRINT
430 PRINT USING "####.":N               'N=no. of center of pressure data
440 END
```

Fig. 4 A/D converter data acquisition program to be compiled before run

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

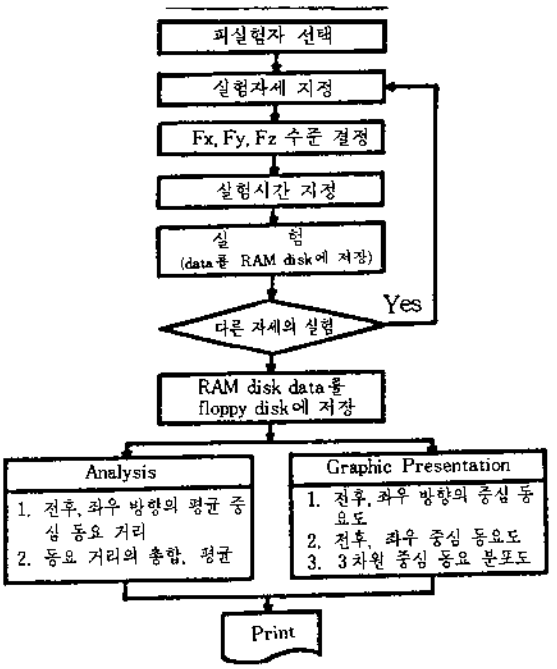


Fig. 5 Experimental Procedure

석하기 위하여 컴퓨터에 저장한 측정자료를 이용하여 힘과 무게 중심의 동요량에 관한 분석을 하고 시각적으로 표현하여 주는 computer program을 작성하였으며, 필요에 따라서는 힘판위의 동작에 관한 무게 중심의 위치나 힘의 변화를 컴퓨터 모니터 상으로 보면서 동작이나 자세에 관한 궤환 정보 (feedback information) 를 얻을 수 있는 실험도 가능하다.

Fig. 5는 본 연구의 동작 연구에 관한 실험 절차 및 자료의 처리 분석 과정을 도식적으로 나타낸 것이다.

힘판을 이용한 측정 장치는 기본적인 동작 형태에 대한 분석을 비롯하여 Sports biomechanics, Neuromuscular control, Rehabilitation 등 많은 분야에서 이용될 수 있다. 본 연구에서는 여러 연구 분야에서 평가변수로 많이 쓰이는 무게중심의 변화량을 이용한 신체 동요의 분석 평가에 특히 관심을 두고자 한다.

힘판 위에 작용된 힘에 따라 무게중심의 위치가 시간에 따라 구해지면 실험 시간 동안의 무게 중심의 이동거리에 의하여 신체 동요량을 분석 평가할 수 있다. 무게 중심의 동요는 앞뒤 방향과 측면 방향으로 움직인 거리와 무게 중심의 총 움직인 거리로 나타낼 수 있다. 여기서 움직인 거리란 무게 중심에 관한 각 샘플값들 사이의 산술적인 거리를 나타낸다.

무게 중심의 동요에 관한 연구에서 주로 사용되는 평가 변수는 다음과 같다.

1) 전후 방향으로 움직인 거리의 총합 또는 단위 시간당 평균거리, 최대값, 최소값, 평균속도, 평균 가속도

2) 측면 방향으로 움직인 거리의 총합 또는 단위 시간당 평균 거리, 최대값, 최소값, 평균속도, 평균가속도

3) 무게 중심 사이의 거리의 총합 또는 단위 시간당 평균, 거리의 최대값, 최소값

4) 동요 분포도 (postural sway distribution) : 무게 중심의 위치를 나타내는 전후-측면 방향 좌표계에서 각 구역당 샘플 무게 중심 값들이 지나간 비율을 표시한 3차원 동요 분포도로 각 구역당 무게 중심 값들이 머무른 시간 비율을 나타내며, 동요의 형태 및 분포 상황을 시각적으로 표현하여 준다.

5) 동요 면적 : 무게 중심 값들이 지나간 구역들의 면적의 합으로 간혹 동요 거리는 길지만 면적은 좁거나, 반면에 면적은 넓지만 거리가 작을수도 있어 객관적이지는 못하지만 무게 중심이 지나간 전체적인 범위를 나타내 준다.

피실험자가 눈을 뜬 상태에서 양쪽 발을 붙이고 무릎을 편 자세로 30초간 서 있을 때, 시간에 따라 전후 방향과 측면 방향으로 움직인 무게 중심의 위치를 본 연구에서 개발한 software로 나타낸 것이 Fig. 6, Fig. 7이며, Fig. 8은 전후-측면 방향의 무게 중심 동요도, Fig. 9는 3차원 무게 중심 동요 분포도를 나타낸 것이다.

Ⅳ. 결론 및 검토

인간의 동작에 대한 분석은 의학, 체육학, 인간공학 분야에서 기본이 되는 연구 분야로, 동작 연구에 필요한 측정 자료를 수집, 분석하는 데 있어 자동화, 전산화 된 계측 장비가 요구되

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

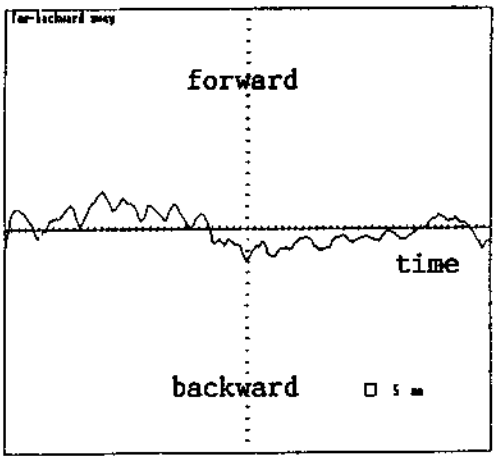


Fig. 6 For-backward sway

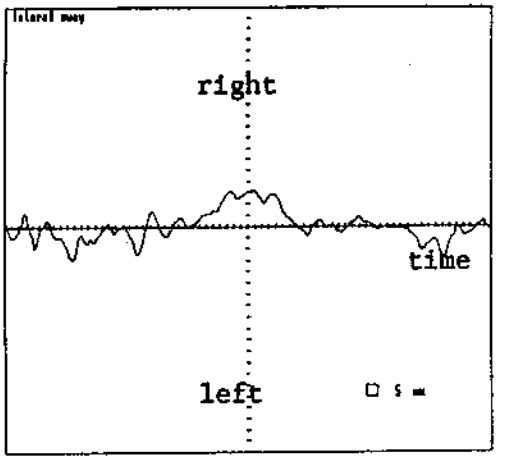


Fig. 7 Lateral sway

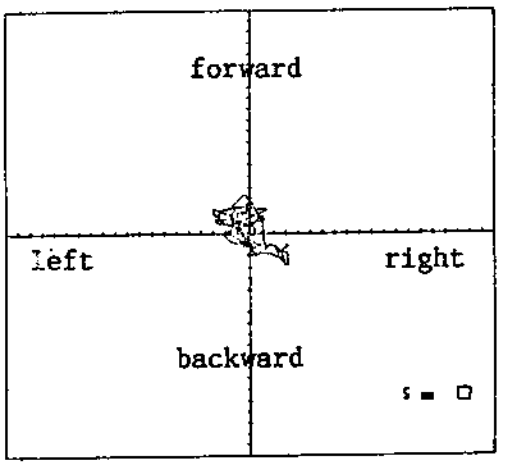


Fig. 8 Postural sway

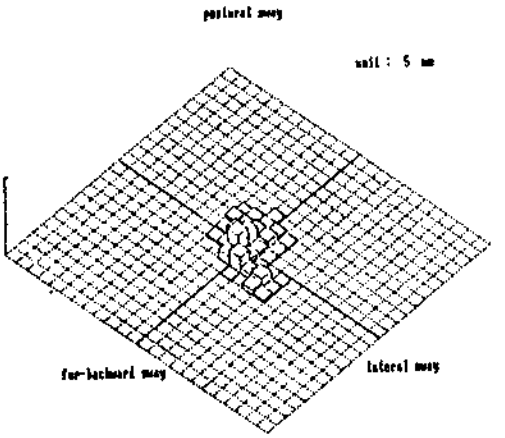


Fig. 9 Three-dimensional sway histogram

어 왔다.

본 연구에서 Kistler 사의 힘판과 증폭기를 이용하여 동작연구에 필요한 자료를 수집, 분석하는 측정 장비 체계를 구축하였으며, 범용 A/D Converter와 IBM PC를 사용함으로써 경비 절감을 가져 오도록 하였다.

본 연구에서 구축한 측정 장비는 8 채널의 신호를 모두 받아들이는 경우 무게중심의 위치를 초당 25번씩 sampling 할 수 있다. 이는 신체 평형 능력등을 연구 평가하는데 충분한 속도이며, 체육 분야 등에서 좀더 동적인 동작을 분석하기 위해서는 Assembler로 software를 작성함으로써 sampling rate를 빠르게 할 수 있다.

앞으로 이 측정 장비 체계를 이용하여 동작의 연구뿐만이 아니라 인간 공학 분야 등 많은 연구 분야에서 보다 정밀하고 정량적인 연구가 이루어질 수 있을 것으로 보인다.

참 고 문 헌

(1)Cromer, A. H., *' Physics for the life sciences"*, McGraw-Hill, Inc., 1977.

(2)Greene, J. H., and Morris, W. H. M., "The design of a Force platform for Work Measurement", *J. of Industrial Eng.*, Vol. X, No. 4.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.

pp. 312-317, 1959.

〔3〕Harris, G. F. et al., "A method for the display of balance platform center of pressure data ", *J. Biomechanics*, Vol. 15, No. 10, pp. 741-745, 1982.

〔4〕Kistler Instrumente AG, "*Multicomponent measuring platform for biomechanics and industry*", Kistler.

〔5〕Kistler Instrumente AG, "*8-Channel electronic unit for multicomponent force measurements*" Kistler.

〔6〕Miller, D. I. and Nelson, R. C., "*Biomechanics of sport*", LEA & FEBIGER, 1973.

〔7〕Oppenheim, A. V., and Schafer, R. W., "*Digital Signal Processing*", Prentice-Hall Inc., 1975.

〔8〕Terekhov, Y. V., "Instrumentation for automatic measurement and real-time evaluation of man's postural equilibrium", *J. Med. Eng. Tech.*, Vol. 2, No. 4., pp. 182-186, 1978.

〔9〕Winter, D. A., "*Biomechanics of human movement*", John Wiley & Sons, Inc., 1979.

〔10〕박 정일, 이 강웅, 마이크로 컴퓨터 인터페이스, 방한 출판사, 1986.

〔11〕이 종각, 신호 및 시스템의 기초, 문운당, 1986.

Copyright (C) 2003 NuriMedia Co., Ltd.