Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 22, No. 2, June 2012, 243-251

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2012.22.2.243
http://www.kssb.or.kr

스트레인게이지가 부착된 충격력 측정 장비 개발

정익수[1]
[1] *충남대학교 사범대학 체육교육과*

Development of an Impact Force Measurement Device with an Attached Strain Gauge

Ik-Su Jeong[1]
[1]*Department of Physical Education, College of Education, Chungnam National University, Daejeon, Korea*
Received 30 January 2012; Received in revised form 25 March 2012; Accepted 15 May 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to develop an impact force measurement device in order to facilitate the acquisition of quantitative data for the analysis of various sporting events. The device was designed to include cylindrical aluminum supports of 220 mm diameter, which allows mounting and dismounting of the device on walls and frames. In addition, a hard sponge for impact absorption, as well as 4 springs, were attached to the plate. Both were attached to prevent psychological variables and injuries. When a subject applies force on the device, accurate data about the maximum repulsive force is acquired in real time, with a lag of only 0.001 s. The device was calibrated in four steps: (1) increase, (2) increase, (3) increase-decrease, and (4) increase-decrease. The maximum relative expanded uncertainty was 0.166%, indicating that the impact force measurement was sufficiently reliable. The proposed device can be applied to various sportin g situations and is expected to be useful for studying kinetics.

Keywords : Impact Force, Strain Gauge, Hard Sponge, Springs, Calibration, Kinetics

I. 서 론

현대인들은 대규모의 시설 속에서 첨단 과학 장비와 함께 스포츠를 즐기고 있다. 과학의 발전이 스포츠의 다양한 종목의 탄생과 흥미를 더해가고 있으며, 각종 국제대회의 성적은 스포츠 과학의 수준을 나타냄과 동시에 한 나라의 국력과 국민의 이미지를 대표하는 상징이 되기도 한다(Lee, 2009). 최근에는 컴퓨터와 소프트웨어의 발달로 스포츠 활동 중 인체의 복합적인 동작도 수학적으로 해결할 수 있게 되어 스포츠 종목 뿐만 아니라 의학, 산업공학, 재활의학(Arnold & Delp, 2005) 등 다양한 방면에서 예측, 검증하는 방법으로 사용하고 있다. 인간 움직임에는 근육의 활동이 항상 수반되며, 근육의 활동은 운동 수행에 결정적인 역할을 한다. 내부적으로 작용하고 있는 근육의 힘, 또한 이러한 힘을 측정하고 관절간의 반력 등을 추정하는 것은 운동역학 분야의 중요한 연구주제가 되고 있다(Benedett & Rizzoli, 2001).

특히 상대방과 힘을 겨루는 스포츠 종목에서는 전광석화 같은 공격, 급소를 노리는 일격, 살인적인 위력의 주먹과 같은 용어를 사용하며 짧은 순간의 최대 힘을 발휘해 상대방을 쓰러뜨리기 위해 힘과 정확성의 완벽한 조화를 통한 훈련을 계속진행하고 있다. 가해진 타격을 효과적으로 측정하기 위한 충격력의 선행연구로 Falco et al.(2009)은 태권도 돌려차기의 거리에 따른 소요시간과 충격력에 관한 연구를 수행하였으며, (Kawakami, Muraoka, Ito, Kanehisa, Fukunaga, 2002)은 신체의 건(tendon) 반동운동(counter-movement) 동작을 분석하기 위해 발이 족저굴곡할 때 건의 지면반력기를 이용해 Kistler사의 Model 928IB force platform을 벽에 수직으로 부착하여 얻은 실험을 실시하였다.

Corresponding Author : Ik-Su Jeong
Department of Physical Education, Chungnam National University,
99 Daehak-ro, Yuseong-gu, Daejeon, Korea
Tel : +82-42-821-6441 / Fax : +82-42-823-0387
E-mail : atom9600969@yahoo.co.kr

Kim, Ashton-Miller(2003)는 낙상 시 손을 짚는 동작을 통해 충격력을 측정했는데, 몸무게를 이용해 평균화(normalized) 시켰으며, AMTI OR6-5-1 force platform을 수직으로 10 ° 기울여 고정시켜 사용했다. De-Goede & Ashton-Miller(2002)는 force platform에 손을 받치는 낙상 실험시 팔꿈치 관절각과 손의 속도가 impact 동안 최고 손목 충격력에 영향을 준다고 밝혔다. 우리나라의 고유의 무술인 태권도 종목에서도 겨루기, 격파는 모두 큰 충격량을 전달함으로써 상대 혹은 사물에 변화를 일으키는 것을 목적으로 하고 있다(Kang, 2007).

Choi, Shin & Seo(2004)는 태권도 공격 기술 중 목표 거리와 지르기 방식에 따른 주먹 지르기의 충격력 특성을 밝히기 위한 연구를 수행하기 위해 충격력 측정을 위하여 지면반력기를 수직으로 세워 사용하였다. 목표 거리에 따른 주먹 지르기는 팔 분절 길이를 100%로 가정하고, 목표물까지의 거리를 90%, 80%, 70%, 60%, 그리고 50%로 구분지어 회내로 주먹 지르기 동작을 수행하였다. 우리 인체가 다분절 시스템이기 때문에 인접 분절들간의 협응과 타이밍이 효율적인 수행을 위해 중요하다고 밝힌 Yoon과 Chae(2008)의 연구와 인체는 분절들의 연결 형태에 따라서 운동을 하는 운동범위와 운동 형태가 결정되어 지고 결국 각각의 분절들에 붙어 있는 근육들이 발생시킨 근력에 의해 분절들의 움직임이 일어난다(Putnam, 1991)는 연구결과를 바탕으로 수행한 실험결과 50% 거리에서 최단의 동작 시간을 보이나 80% 거리에서 최대의 충격력과 최고의 속도를 나타내는 결과를 얻었으며, 회내로 지르기가 가장 큰 충격력을 나타냈으나 속도와 가속도는 회내 없이 지르기가 더 크게 나타났다고 밝히고 있다.

기존의 충격력을 측정하는 방법은 가속도계를 이용하여 충격력을 측정하거나 Atha, Yeadon, Sandover, & parsons(1985)는 영국 출신의 헤비급 세계 랭킹 권투 선수의 펀치의 충격력을 분석한 연구에서 힘 변환기(force transducer), 영상자료(film data), 그리고 가속도계(accelerometer)를 사용하고, 각각의 실험에서 4130N, 3600N, 4600N의 충격력을 산출했다고 기록했다. Fortin, Lamontagne, Gadouas(1993)는 ISB에서 복싱 펀치력을 측정할 수 있는 장치를 개발해 발표했는데, 이 장치는 물이 가득 찬 펀칭백 안에 압력 transducer를 넣어 압력 변화를 측정하고, 펀칭백과 맞닿은 부분에 force transducer를 설치하여 힘을 측정하였다. 다른 충격력 측정 방법으로 Ha(1999)는 SSAURABI라는 충격센서 방식의 측정기계를 이용하여 앞차기, 반달차기, 돌려차기, 옆차기, 뒷차기의 5종류 발차기 시 충격력을 측정한 바 있다. 현재 국내에서는 태권도 경기에서 발차기나 주먹 지르기시 충격력을 측정하여 점수화 할 수 있는 태권도 전자 호구의 도입 단계로 공기압력 센서를 부착한 유형과 필름 센서를 부착한 전자 호구가 개발되었으나 그 공신력에 문제가 있어 현재 테스트 중이다.

짧은 시간동안 큰 충격력을 전달해야 하는 특성을 가진 다양한 종목의 운동 상황에서 가해진 타격을 효과적으로 측정할 수 있는 장비의 개발이 꾸준히 진행되고 있지만 인체가 직접 충격을 가했을 때 신체적 부상이 적고 심리적 안정감이 있는 충격력 측정 장비는 아쉽게도 많지 않은 실정이다. 따라서 본 연구는 스트레인게이지를 포함하고 있는 지면에 부착가능한 지지판과, 스트레인게이지에 의한 출력전압이 출력되는 출력케이블을 포함하는 힘 센서부, 하단 중앙이 힘 센서부 힘을 전달 받는 작용판 및 작용판 상부면에 가해지는 충격을 흡수할 수 있는 흡수부재를 포함하는 것을 특징으로 충격력 측정장비를 개발하고자 한다.

Ⅱ. 연구 방법

본 연구는 충격력 측정장치를 이용한 충격력 측정방법 및 그 시스템을 이용한 충격력 분석방법에 대한 것이다. 힘의 인가에 따른 힘 센서부의 변형이 최대가 되는 부분에 인장 스트레인게이지 및 압축 스트레인게이지로 구성되는 휘스톤 브리지 회로를 설치함으로써 휘스톤 브리지의 저항 변화에 따라 최대 충격력이 발생되는 시점, 최대 충격력 값을 정확하게 측정 분석 가능한 충격력 측정장치를 통한 충격력 측정 시스템 및 그 방법에 관한 것을 개발하는 것이다.

힘이 전달되는 위치에 충격흡수 보호장구를 설치하고 지면 지지대와 힘센서부 지지대 사이에 스프링을 설치하게 되므로, 충격력을 그대로 힘센서부에 전달함과 동시에 연구대상자에게 다시 전달되는 반발력은 감소시켜 심리적인 변인과 부상방지를 위해 plate위에 4개의 스프링과 Hard sponge를 부착하여 설계하였다.

힘센서부는 내부공간을 구비하고, 스트레인게이지는 내부공간의 상면에 부착되는 인장 스트레인게이지와 내부공간의 하면에 부착되는 압축 스트레인게이지를 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.

지지대는 지면에 설치되는 지면지지대와 힘센서부 하단에 구비되어 힘센서부 일단과 결합되는 힘센서부 지지대로 구성되고, 지면지지대와 힘센서부 지지대 사이에 충격을 흡수 할 수 있는 스프링을 설치하였으며, 지지판은 벽에 탈부착하거나 높낮이 조절이 가능하도록 제작하여 다양한 운동 상황에서의 동작 측정이 가능하도록 설계하였다.

인장 스트레인게이지를 구성하는 제 1 및 제 2 인장 스트레인게이지와 압축 스트레인게이지를 구성하는 제 1 및 제 2 압축 스트레인게이지는 서로 대칭되게 설계되었고, 휘스톤 브리지 회로로 연결되어 있으며, 작용판에 전달되는 힘에 의해 스트레인게이지가 압축되어 휘스톤 브리지의 저항이 변화된다.

작용판은 연구대상자들의 심리적 불안을 해소하고자 모서리가 없는 지름이 220 mm 원형판으로 제작하였다.

본 연구의 측정방법은 작용판 상부면에 설치된 충격흡수부재에 힘이 전달되는 단계 → 충격흡수부재 하부면에 결합된 작용판에 힘이 전달되는 단계 → 작용판 하부가 지지판에 고정되고, 지지판 상부가 작용판 중앙 하부에 고정된 힘센서부에 힘이 전달되는 단계 → 힘센서부에 전달된 힘에 의해 힘센서부에 굽힘 응력이 작용하여 힘센서부의 내부 공간에 구비된 스트레인게이지가 변형되는 단계 → 힘센서부에 설치된 출력케이블에 의해 스트레인게이지의 변형에 따른 출력전압이 출력되는 단계로 측정은 이루어진다.

신호처리방법은 검류계로 측정된 전류를 이용하여 출력전압을 증폭시키는 증폭기 → 디스플레이부가 증폭된 출력전압을 전송받아 출력전압을 디스플레이하는 단계 → 디스플레이된 출력전압의 변화를 기초로 하여 최대 충격력을 분석하는 단계 → 증폭기와 연결되어 출력전압을 디지털 신호로 변환하는 컨버터를 이용하여 정확한 결과를 산출할 수 있다.

스트레인 게이지식 로드셀의 특징은 구조가 간단하고 변형량이 작으며, 고유 진동수가 높고 전기적인 신호로 검출 가능한 특징이 있다. 또한 정밀도가 높으며 완전 밀폐 구조로 제작 가능한 특징이 있으나 출력신호가 작다는 단점이 있다.

1. 발차기 충격력 측정 장비

본 실험 연구를 통해 개발한 충격력 측정장비의 재질은 알루미늄이며 지름이 220 mm의 원형으로 설계하였고 벽에 탈부착이 가능하며 높낮이 조절이 가능하도록 제작하였다. 또한 심리적인 변인과 부상방지를 위해 작용판위에 충격흡수 보호장구(Hard sponge)를 부착하여 설계하였고, 지지판 아래에 4개의 스프링을 설치하였으며, 그 구조 및 디자인은 <Figure 1>과 같다.

2. 충격력 센서의 구조 및 설계

설계된 충격력 센서의 변형량은 전기적신호로 바꿀 수 있으며, 이때 측정되는 전압의 양이 너무 작으면 전자적으로 구분 가능한 범위가 작아져 정밀도가 떨어져 센서의 기능을 충분히 발휘하지 못하게 된다. 결국 변형량에 따라 측정되는 전압량에 비례하므로 가

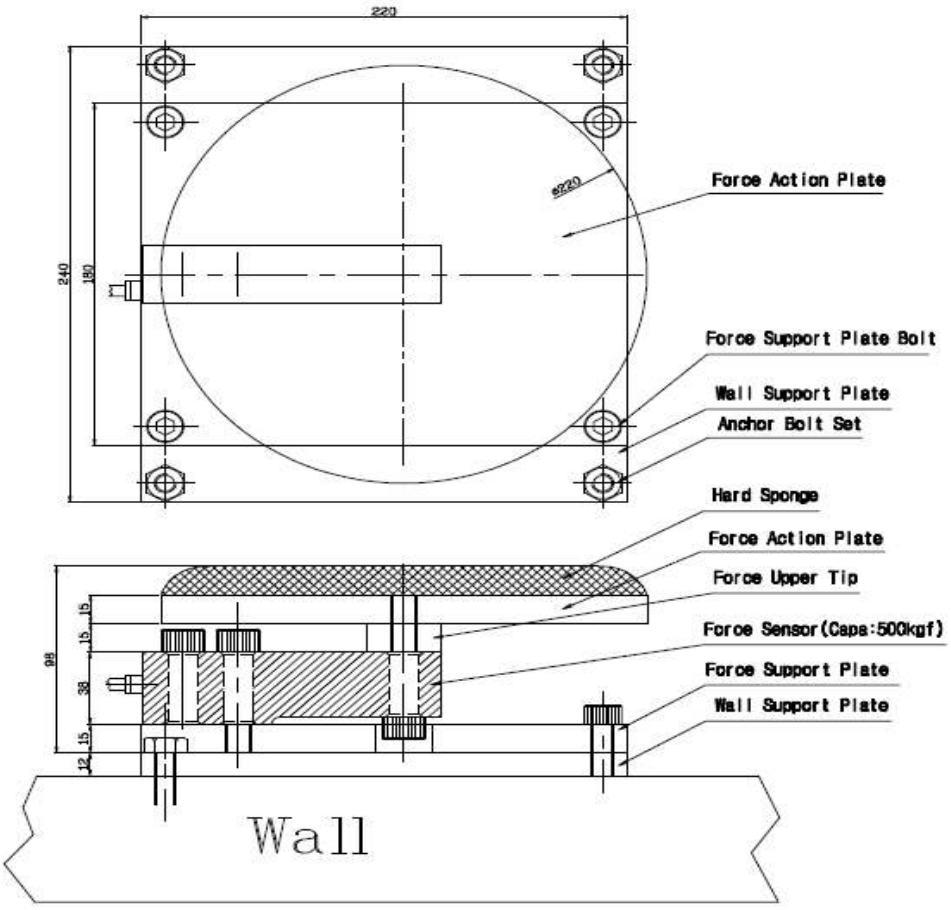

Figure 1. Structure and design of the impact force of the measuring equipment

해지는 힘에 대해 변형량을 크게 하는 안정된 구조로 설계되어야 하며 구조적으로도 탄성구간 안에서 설계되어야 한다. 또한 힘센서와 함께 하드스펀지와 스프링을 장착하여 완충으로 인한 측정된 힘의 손실을 방지하기 위해 완제품 상태로 측정표준교정 절차서에 따라 한국표준과학연구원(KRISS)의 역학동에서 교정하였다. 힘 센서는 <Figure 2>와 같은 조건으로 구조 및 설계를 진행하였다.

(1) 가해지는 최대힘, F = 500 kgf
(2) 센서의 출력, R.O. = 2 mV/V
(3) 90° 스트레인게이지 4개를 사용하여 변형률을 측정하였다.
(압축측정용 C1, C2, 인장측정용 T1, T2)

위의 조건으로 적절한 변형률의 크기를 계산해 보면 스트레인게이지를 이용하여 측정하고 회로구성은 휘스톤브리지를 사용했을 때, 센서의 출력과 변형률의 관계는

$R.O.=K\varepsilon/2$ ------ (2)
R.O. : 센서의 정격출력, K : 스트레인게이지 상수 = 2,
ε : 종탄성변형률

본 식은 현재의 구조상황에서만 적용된다.

일반적으로 구조해석시 스트레스 해석을 하게 되므로 다시 90 ° 스트레스(Linear Stress, σ)로 표현하면 식(2)은 다음과 같이 표현된다.

$R.O. = \sigma/E$
E= Young's Modulus, Aluminum(=7000 kgf/mm²)
식(2)으로 부터 σ를 구하면 다음과 같다.
1mV/V=1*10-3 V/V = σ /7000 kgf/mm²
σ=7 kgf/mm²

위의 결과와 변형 감지부의 구조치수를 변화시켜 F= 500 kgf 가했을때 대략 σ가 7 kgf/mm² 나오게 설계하면 센서의 출력 R.O.를 2 mV/V정도로 설계하였다.

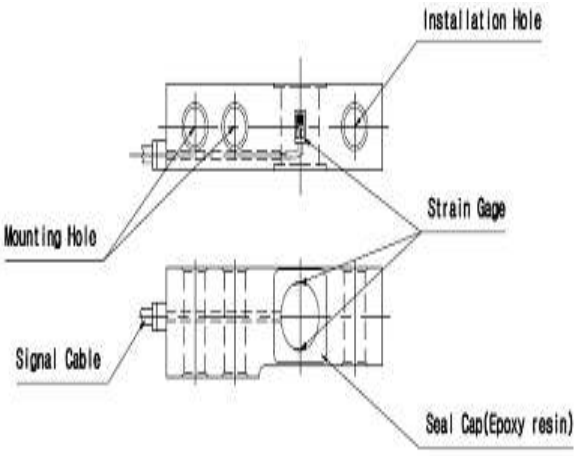

Figure 2. Structure and design of force sensors

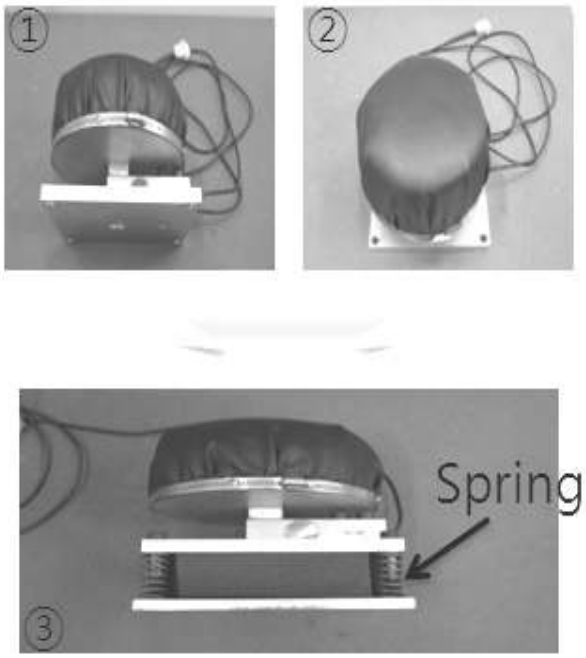

Figure 3. Impact force measurer

충격력 검증기의 사전 테스트 결과 연구 대상자들이 연구결과물을 타격했을 시 충격을 호소하여 <Figure 3>에서의 그림 ①, ②와 같이 작용판 위에 충격을 흡수 할 수 있는 하드 스펀지와 충격력 검증기 하단부에 2kN의 충격을 흡수할 수 있는 4개의 스프링을 ③번과 같이 설치하여 연구대상자에게 심리적 안정감을 주어 최대의 파워를 발휘할 수 있도록 설계하였다.

Ⅲ. 결 과

본 연구에서 개발한 충격력 측정장비는 힘의 인가에 따라 힘센서부가 변형되는 부분에 스트레인게이지를 설치함으로써 정확한 최대 충격력 및 최대 충격력 값의 측정이 가능하다는 효과가 있으며 발명의 기술적 특징은 충격력을 정확히 측정하고자 하는 아이디어 자체에 대한 것으로 스포츠 전 분야 및 충격력의 정확한 측정을 요구하는 모든 분야에 적용될 수 있어 그 실시화의 범위가 방대하다는 장점이 있다.

1. 장비의 신뢰도 검사

개발한 장비의 신뢰도 검사는 한국표준과학연구원(KRISS) 역학동에서 교정작업을 거쳤다. 교정(Calibration)은 역학동 내 고정표준실(KRISS Lab)에서 실시하였으며, 이 때의 교정환경(Environment)으로 온도(Temperature)는 평균 23.5±0.5 ℃였다. 교정방법(Calibration Method)은 전기식 힘 측정기의 교정절차

(C-07-1-0040-2002)에 의거 압축 교정되었다. 교정에 사용한 표준기의 소급성(Calibration Traceability) 상대 확장 불확도(Uncertainty)는 0.002%(신뢰수준 약 95%)이내 이었다. 이 때의 힘표준기의 용량은 5kN를 사용하였으며, 사용한 장비는 Model No. : KRISS-20kN, Ser. No. : DFSM-20 kN-01를 사용하였으며, 또한 스트레인게이지는 크립회복이 좋은 미국 M-M사(Model : N2A-13-T004N-350)을 사용하였다. 제작된 충격력 측정장비의 센서는 전기식 힘측정기 교정에 의거 압축 교정하였다. 교정에 앞서 센서를 정격하중까지 3회 이상의 사전부하를 실시하였고, 30초를 유지한 후 무부하 상태에서 2분을 유지하였다. 교정은 사전부하가 끝난 후 2분이 경과된 뒤에 시작하였고, 각 교정 하중점에서의 신호는 부하된 하중이 안정화된 후 20초 뒤에 측정하였다. 교정은 4단계에 걸쳐 증가순(0°), 증가순(0°), 증가순 및 감소순(120°), 증가순 및 감소순(240°)으로 실시하였다.

센서는 재질에 따라 여러가지 특성(영점안정도, 크립회복, 비직선성, 온도)을 갖고 있지만, 오차에서 방향성의 오차가 센서 특성을 좌우하게 때문에 개발 후에 반드시 방향성의 오차 실험을 필수로 포함한다. 또한 하중증가에서 감소시 히스테리시스 오차가 발생하게 된다. 따라서 측정장비를 사용자에 따라 위치가 틀리기 때문에 방향성(0°, 120°, 240°)의 오차 및 히스테리시스의 오차를 감안하여 장비의 신뢰성 확보를 위해 히스테리시스 오차까지 시켰다. 평가결과 <Table 1>과 같이 최대 0.166%의 상대확장 불확도를 나타내어 신뢰성 있는 충격력 검증이 가능한 것으로 나타났다. 압축 교정 결과에 따른 압축교정 편차는 다음의 <Table 2>와 <Figure 4>와 같이 나타났다.

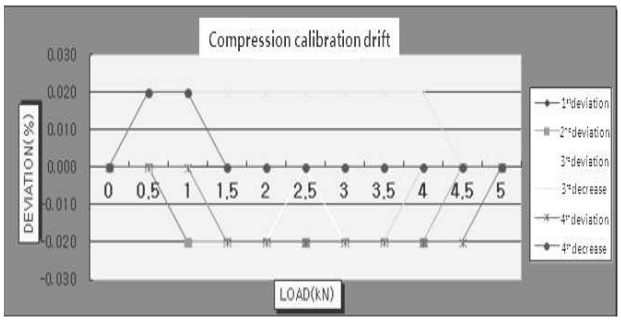

Figure 4. Compression calibration drift

2. 지시계 및 신호처리

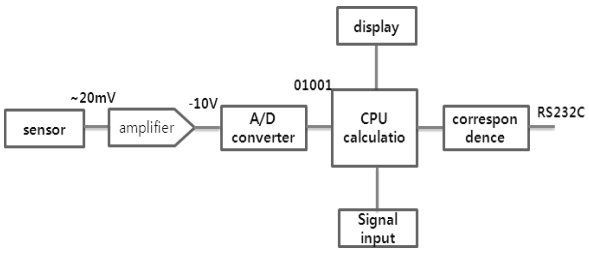

Figure 5. Composition of signal process

지시계는 물리적 크기나 양을 전기적 신호로 바꾸는 장치를 말하며 힘이나 무게의 물리적량을 전기적 신호로 바꾸어준다. 센서에서 발생되는 전기적 신호가 작아서 이를 <Figure 5>와 같은 절차에 의해 사용자가 식별할 수 있는 전압이나 숫자(디지털)로 변환시켰다.

Table 1. Calibration result

weight (kN)	Number of test(Test condition)						Mean	Relative expanded uncertainty (%)
	1st (0°)	2nd (0°)	3rd(120°)		4th(240°)			
			Increase	Decrease	Increase	Decrease		
0.0	0	0	0	0	0	0	0	0.000
0.5	500	500	500	501	500	501	500	0.166
1.0	999	999	1000	1001	1000	1001	1000	0.103
1.5	1499	1499	1499	1501	1499	1500	1499	0.070
2.0	1999	1999	1999	2001	1999	2000	1999	0.053
2.5	2499	2499	2500	2501	2499	2500	2499	0.041
3.0	2999	2999	2999	3001	2999	3000	2999	0.035
3.5	3499	3499	3499	3501	3499	3500	3499	0.031
4.0	4000	3999	4000	4001	3999	4000	4000	0.030
4.5	4500	4500	4500	4500	4499	4500	4500	0.020
5.0	5000	5000	5000		5000		5000	0.012

Table 2. Temporal parameters

weight (kN)	Value of reference	1st deviation	2nd deviation	3rd deviation	3rd Decrease	4th deviation	4th Decrease
0	0	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
0.5	500	0.000	0.000	0.000	0.020	0.000	0.020
1	1000	-0.020	-0.020	0.000	0.020	0.000	0.020
1.5	1500	-0.020	-0.020	-0.020	0.020	-0.020	0.000
2	2000	-0.020	-0.020	-0.020	0.020	-0.020	0.000
2.5	2500	-0.020	-0.020	0.000	0.020	-0.020	0.000
3	3000	-0.020	-0.020	-0.020	0.020	-0.020	0.000
3.5	3500	-0.020	-0.020	-0.020	0.020	-0.020	0.000
4	4000	0.000	-0.020	0.000	0.020	-0.020	0.000
4.5	4500	0.000	0.000	0.000	0.000	-0.020	0.000
5	5000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

여기서 증폭부는 센서 신호를 증폭하는 회로로 구성되며 A/D 컨버터는 증폭된 신호를 디지털로 변환하여 CPU에서 연산처리 할 수 있게 변환하는 역할을 한다.

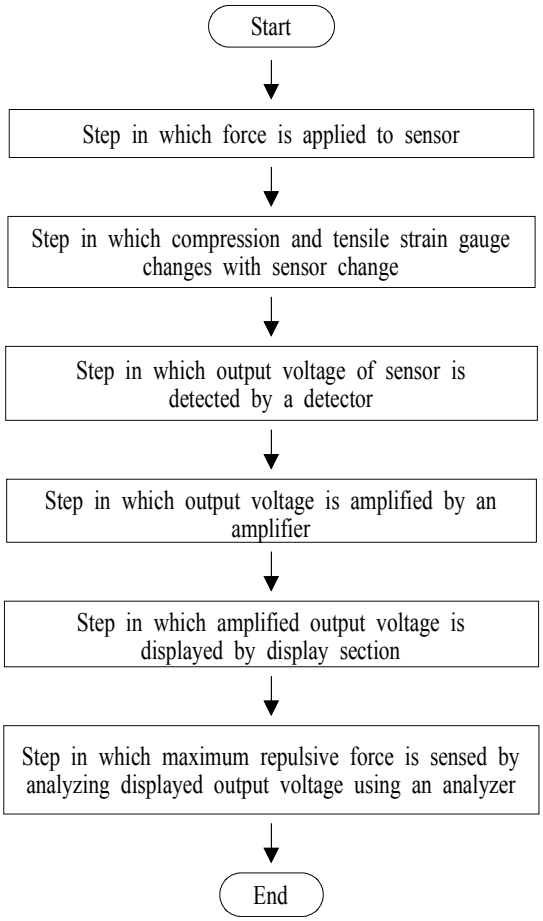

Figure 6. Flowchart of signal process

나머지 Display, 접점 신호 입력부, 통신부 등은 기능에 따라 내부적 프로그램을 통해 원하는 기능으로 CPU에서 처리한 값을 나타내거나 동작 및 신호값 등을 전송하는 역할을 한다.

<Figure 6>은 센서를 구비한 스트레인 게이지가 부착된 충격력 측정기를 사용하여 최대반발력을 측정하는 방법의 흐름도를 나타내었다.

운동 선수가 힘을 가하면 센서가 변형되게 된다. 따라서 각각의 인장 스트레인게이지의 저항이 증가하고, 압축 스트레인게이지는 저항이 감소하게 되며 휘스톤브리지 회로의 출력단에서 출력전압을 검류계가 측정하게 된다. 힘이 가해지게 되면 출력전압이 바뀌게 되고 이러한 출력전압을 증폭기에서 증폭하게 된다. 증폭기는 연결수단에 의해 디스플레이부와 연결되며 디스플레이부는 증폭된 출력전압을 볼 수 있도록 디스플레이하게 된다. 분석 장치에 의해 디스플레이된 출력전압의 변화를 분석하여 최대힘을 찾게 된다. 디스플레이부에서 출력전압을 보여주므로 운동선수가 힘을 가하게 되면 그때부터 반발력 센서의 값을 받아들여 0.001초 간격으로 데이터를 취득, 최대반발력을 파악할 수 있도록 하였다.

본 실험 연구를 통해 개발한 충격력 측정장비는 <Figure 7>과 같이 지면지지대와 힘센서부 지지대 사이에 충격을 흡수 할 수 있는 4개의 스프링과 충격흡수 보호장구인(Hard sponge)를 설치하였고, 장비의 높낮이 조절, 각도조절, 벽에 탈부착이 가능하도록 프레임을 개별 제작하여 사용할 수 있다.

타켓은 0.001초 간격으로 데이터를 획득할 수 있는 전자장비(Digital Indicator)와 연결되어 있어, 연구대상자가 운동수행을 한 즉시 결과값을 획득할 수 있는 장점이 있다. 전자장비(Digital Indicator)는 CTI-1000으로 계량, 계측 시스템에 적합하며 한 번의 자동무게를 설정할 수 있는 Full Digital Calibration

Figure 7. The filming set-up and location of target

System이며 시스템을 복원할 수 있는 Watchdog 기능, 무게를 복원할 수 있는 Weight back-up기능을 특징으로 하고 있다. 무게의 변화 속도를 다양하게 지정할 수 있는 디지털 필터 기능과, 각종 프리터를 연결할 수 있는 RS232 Serial Printer의 옵션을 가지고 있으며 원하는 최대중량 및 한눈의 값을 사용자가 임의로 설정 할 수 있는 기능을 가지고 있다. 또한 자체 하드웨어 테스트 기능을 가지고 있어 회로의 각 부분의 상태를 모듈별로 Test 할 수 있는 장점이 있다. Load Cell 인가전압은 DC 5V이며, 영점 조정 범위는 -5 mV ~ 5 mV이다.

Ⅳ. 논 의

인체의 움직임을 측정하여 분석하는 생체역학 실험장비로는 움직임 그 자체를 기록하는 장비와 인체내의 근 활동을 측정하는 장비로 나뉠 수 있다. 또한 인간의 움직임을 분석하는 데에는 변위, 시간, 각도, 가속도 등의 운동학적변인과, 근전도, 지면반력, 근력, 압력 등의 운동역학적인 변인들을 구분하기도 한다. 경기력 향상을 위한 측정장비의 종류는 종목의 특성이나 측정하고자 하는 정보가 얼마나 복잡한가에 따라 달라질 수 있다. 그 중 근육내의 힘을 측정하고 분석하는 방법은 동작분석방법에 의해 얻어진 운동학적 정보를 이용하여 힘을 추정할 수도 있지만 이러한 방법은 그 과정에서 생기는 오차가 커짐으로 인하여 가능하면 인체에 작용하는 힘을 직접 측정하는 것이 바람직하다.

이러한 다양한 운동상황에서 적용하기 위해 본 연구는 충격력 측정장비를 개발하여 다양한 운동종목의 분석현장에서 정량적인 데이터 획득에 도움을 주고자 그 목적을 갖고 진행하였다. 개발한 장비의 정확한 신뢰도를 검증받은 결과 4단계에 걸친 Test 중 0.166%의 상대확장 불확성이 나타난바 장비의 사용에는 충분한 신뢰성이 있는 것으로 나타났다. 기존에는 힘을 측정 할 수 있는 장비로 지면반력 장비를 주로 사용하였고 이는 지면에서 사용하지 않고 수직으로 세우거나 다양한 각도에서 사용 시 신뢰도 검증 방법에 많은 문제점을 가지고 있었는데, 본 연구를 통한 충격력 측장장비는 이러한 문제점을 해소 하였다는 점에서 시사하는 바가 크다고 할 수 있다.

충격력 측정장비의 신호 처리과정은 시작 - 센서에 힘이 가해지는 단계 - 센서가 변형되어 압축 및 인장 스트레인게이지가 변하는 단계 - 검출계에 의해 센서의 출력전압을 검출하는 단계-증폭기에 의해 출력전압을 증폭하는 단계 - 디스플레이부에 의해 증폭된 출력전압을 디스플레이하는 단계 - 분석장치에 의해 디스플레이 된 출력전압을 분석하여 최대반발력을 감지하는 단계 - 종료로 구성되어 있으며, 이러한 분석 프로그램을 통한 데이터 획득에 어려움을 많이 격은 장비적인 측면에서도 0.001초 간격으로 획득된 데이터를 증폭부에서 센서 신호를 증폭하는 회로로 구성하여 A/D 컨버터의 증폭된 신호를 디지털로 변환하여 CPU에서 연산처리 할 수 있게 변환하는 역할을 수행함으로 결과 데이터를 실시간으로 획득할 수 있게 설계되었다.

충격력 측정장치는 지면 지지대가 벽이나 고정 프레임이 설치된 곳에 간편하게 설치할 수 있도록 설계하였기 때문에 첫째, 최소한의 공간에서 간편하게 측정이 가능할 것이며, 둘째, 고정 프레임 설치를 다양하게 함으로써 몇 개의 충격력 측정장비를 동시에도 측정 할 수 있을 것이다.

또한 충격력 측정장비의 개발을 통해 연구대상자들을 대상으로 예비실험 결과 충격에 의한 고통을 호소함으로 인해 최대

충격력을 발휘할 수 없는 점을 보완하여, 충격흡수 보호장구(Hard sponge)와 동시에 4개의 Spring을 설치함으로써 연구대상자가 목표물과 임팩트 했을 때 연구대상자에게 가해지는 반발력을 최소화 하고자 노력하였고, 실험 도중 발생할 수 있는 상해에 대비하고 연구대상자의 심리적 안정을 위해 목표물을 모서리가 없는 원형으로 제작하여 설계하였으며 이를 통해 연구대상자들은 심리적 부담없이 집중력을 가지고 연구에 임할 수 있을 것으로 사료된다. 뿐만 아니라 신체가 직접 타격하지 않고 운동장비등의 도구를 이용한 충격력 측정도 가능하여 본 측정장비의 개발로 인해 정량적인 힘을 측정하는 다양한 스포츠 종목에 광범위하게 활용할 수 있을 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 다양한 스포츠 경기의 현장에서 인체의 힘을 측정 할 수 있는 장비의 개발이 꾸준히 진행되고 있지만 인체가 직접 충격을 가했을 때 신체적 부상이 적고 실시간으로 데이터를 획득 할 수 있으며 심리적 안정감이 있는 충격력 측정장비는 많지 않다는 점을 착안하여 제품을 개발하게 되었다. 따라서 본 연구는 스트레인게이지를 포함하고 있는 지면에 부착가능한 지지판과, 스트레인게이지에 의한 출력전압이 출력되는 출력케이블을 포함하는 힘센서부, 하단 중앙이 힘센서부 힘을 절달받는 작용판 및 작용판 상부면에 가해지는 충격을 흡수할 수 있는 흡수부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 충격력 측정장비를 개발하여 다양한 운동종목의 분석현장에서 정량적인 데이터 획득에 도움을 주고자 그 목적이 있다고 할 수 있다.

측정 장비의 재질 및 규격은 지지대는 알루미늄이며 지름이 220 mm의 원형으로 설계하였고 벽이나 프레임에 탈부착이 가능하도록 제작하였다. 또한 심리적인 변인과 부상방지를 위해 plate위에 4개의 스프링과 충격흡수 보호장구(Hard sponge)를 부착하여 설계하였다. 이를 통해 힘이 전달되는 위치에 충격흡수 보호장구를 설치하고 지면 지지대와 힘센서부 지지대 사이에 스프링을 설치하게 되므로, 충격력을 그대로 힘센서부에 전달함과 동시에 연구대상자에게 다시 전달되는 반발력은 감소시켰으며, 연구대상자가 운동수행 시 혹시 있을지 모르는 상해예방요소를 제거하여 심리적인 안정감과 집중력을 높일 수 있었다.

연구대상자가 충격력 측정장비에 힘을 가하게 되면 그때부터 반발력 센서의 값을 받아들여 0.001초 간격으로 데이터를 수집하므로 정확한 최대반발력을 파악할 수 있고 이를 바탕으로 실시간 데이터를 획득할 수 있도록 설계하였다. 또한, 개발된 장비의 교정은 4단계에 걸쳐 실시하였으며, 최대 0.166%의 상대확장 불확도를 나타내어 신뢰성 있는 충격력 검증이 가능한 것으로 나타났다.

본 장비의 개발을 통해 추후 스포츠상황에서 기존의 충격력 측정장비를 대신해 지면반력기(Ground reaction force)를 사용하였을 때의 오차를 최소화할 수 있으며, 측정장비의 부재로 인한 운동상황에서의 충격력 연구가 제한적으로 이루어진 것에 활기를 불어넣을 수 있을 것으로 판단되고, 다양한 운동상황에 적용시킬 수 있는 본 제품의 개발이 국내 체육관련 분야에서도 적지 않은 수요가 예상되며 운동역학을 연구하는 학자들에게도 큰 호응을 얻을 것으로 사료된다. 본 연구를 바탕으로 인체가 가하는 타격종목 뿐만 아니라 다양한 운동종목에 필요한 힘 측정을 할 수 있는 패러다임을 구축해 나가고자 한다.

참고문헌

Arnold, A. S., & Delp, S. L(2005). Computer modeling of gait abnormalities in cerebral palsy: application to tratment planning.

Atha J., Yeadon, M. R., Sandover, J., Parsons, K. C.(1985). Measuring the Mechanical properties of a heavyweight's punch. Abstract of the Sports Sciences Conference, Bedford, 13-15 Sept 84. *Journal of Sports Sciences,* 2(3), 188-189.

Benedett, M. G., & Rizzoli, I. O.(2001). Muscleactivation intervals and EMG envelop in clinical gait analysis. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 48, 1123-1131.

Choi, C. S., Shin, I. S., & Seo, J. S.(2004). Evaluation of the Impact Force on the Vertically Placed Force Platform. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 14(2), 57-68.

De-Goede, K. M., Ashton-Miller, J. A(2002). Fall arrest strategy affects peak hand impect force in a forward fall. *Journal of Biomechanics*, 35, 843-848.

Falco, C., Alvarez, O., Castillo, I., Estevan, I., Martos, J., Mugarra, F., Iradi, A.(2009). Influence of the distance in a roundhouse kicks execution time and impact force in Taekwondo. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 242-248.

Fortin, Y., Lamontagne, M., Gadouas, A.(1993). Punching bag dynamometer. I*nternational Society of Biomechanics Congress,* 14, Paris, France, 1993.

Ha, C. S.(1999). Analysis of comparison an impulse both foots to a sort kicking Taekwondo. *The Korean Society of Sports Science,* 8(1), 597-602.

Kang, S. C., Kim, E. H., Shin, H. M., Kim, S. S., & Kim, T. W.(2007). A biomechanical analysis of four different Taekwondo body punch types in horseback-riding stance.

Korean Journal of Sport Biomechanics, 17(4), 201-208.

Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito S., Kanehisa H., Fukunaga T.(2002). In vivo muscle fibre behavoiur during counter-movement exercise in humans reveals a signigicant role for a tendon elasticity. *Journal of Physiology*, 540(2), 635-646.

Kim, K. J., & Ashton-Miller, J. A.(2003). Biomechanics of fall arrest using the upper extremity: age differences. *Clinical Biomechanics*, 18, 311-318.

Lee, U, H.(2009). *Physical analysis of the force on landing in snowboard halfpipe*. Unpublished Doctoral Dissertation, Graduate School of Incheon Univercity.

Putnam, C. A.(1991). A segment interaction analysis of proximal to distal sequential segment motion patterns. *Medicine and Sports and Exercise,* 10(1), 130-132.

Yoon, C. J., Chae, W. S.(2008). The Process of the Kinematic Coordination and Control of Dollyochagi Motion in Taekwondo. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 18(2), 95-104.