



저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#) 

碩士學位論文

척수손상 실험모델 재현성을 위한
충격장치에 관한 연구

濟州大學校 大學院

메카트로닉스工學科

梁 廷 圭

2012年 12月



척수손상 실험모델 재현성을 위한 충격장치에 관한 연구

指導教授 康 喆 雄

梁 廷 圭

이 論文을 工學碩士學位 論文으로 提出함

2012年 12月

梁廷圭의 工學碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 _____ ①

委 員 _____ ①

委 員 _____ ①

濟州大學校 大學院

2012年 12月

Study on Robo-cylinder Impactor for Experimental Model of Spinal Cord Injury

Jeong-Kyu Yang
(Supervised by professor Chul-Ung Kang)

A thesis submitted in partial fulfillment of the requirement for
the degree of Master of Mechatronics Engineering

2012 . 12 .

This thesis has been examined and approved.

Thesis Committee Chair, Ki-Bum Sim Prof. of Jeju National University

Thesis Committee Member, Suk-Jun Ko Prof. of Jeju National University

Thesis Director, Chul-Ung Kang Prof. of Jeju National University

Department of Mechatronics Engineering
GRADUATE SCHOOL
JEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

LIST OF TABLES	ii
LIST OF FIGURES	iii
SUMMARY	vi
I. 서론	1
1. 연구 배경	1
2. 연구 목적	3
II. 척수손상모델	4
1. 동물모델과 충격방식	4
2. 타박손상모델	8
2.1 추체낙하방식	9
2.2 공기충격방식(CAUH-2)	11
3. 압축손상모델	12
3.1 클립압축방식(혈관압축)	13
III. 척수충격 시스템 개발	15
1. RCI시스템 내용 및 구성	15
2. RCI시스템 제어	18
2.1 3축 직교로봇 제어	18
2.2 임팩터 제어	24
2.3 로드셀 제어	33
IV. 실험 및 고찰	37
1. RCI 출력특성 실험	39
2. 척수손상 충격장치 출력특성 비교실험	43
3. RCI 재현성 실험	52
4. 실험적 고찰	55
V. 결론	56

LIST OF TABLES

Table 1 The types of contusion & compression models,	6
Table 2 The types of contusion & compression models,	7

LIST OF FIGURES

Fig. 1 Contusion and compression injury method[12]	5
Fig. 2 The NYU impactor	10
Fig. 3 The IH impactor	11
Fig. 4 The CAUH-2 impactor[17]	12
Fig. 5 The vascular compression clip	14
Fig. 6 The aneurysm compression clip[9]	14
Fig. 7 Hardware configuration of RCI	15
Fig. 8 System configuration of RCI	16
Fig. 9 Flow chart of system operation	17
Fig. 10 Working area of the orthogonal robot	18
Fig. 11 Rectangular coordinate of	19
Fig. 12 Uniplanar origin of horizontal & vertical and real distance for each instrument	21
Fig. 13 Positioning relation of Z-axis	21
Fig. 14 Central point of camera in control program	22
Fig. 15 Pixel real distance for height distinction	23
Fig. 16 Basic fitting method for pixel-distance experiment	23
Fig. 17 The Principle of moving coil	25
Fig. 18 Stroke trajectory of contusion injury method	26
Fig. 19 Velocity measuring experiment of VM mode	27
Fig. 20 ADC output for SQ values change	29
Fig. 21 Basic fitting method for SQ values-Mass experiment	29
Fig. 22 Velocity for SQ value change	30
Fig. 23 Basic fitting method for SQ values-velocity	30
Fig. 24 Stroke trajectory of compression injury method	31

Fig. 25 Turnaround time for SQ value change	32
Fig. 26 Connection of the load cell and stroke	34
Fig. 27 Data flow diagram of load cell	34
Fig. 28 Zero point capturing of load cell output	35
Fig. 29 Indicator output voltage according to mass change	35
Fig. 30 Screen of RCI control program	37
Fig. 31 Sponge impact experiment using RCI	38
Fig. 32 Impactor behavior of VM at 50mm/s	39
Fig. 33 Impactor behavior of VM at 100mm/s	39
Fig. 34 Impactor behavior of QM at SQ2000	40
Fig. 35 Impactor behavior of QM at SQ3000	41
Fig. 36 Output data of sponge impact experiment	42
Fig. 37 Output data of experiment using IH impactor	44
Fig. 38 Experimental data in torque mode(SQ3000).	45
Fig. 39 experimental data in torque mode(SQ4000)	46
Fig. 40 Output data of experiment using ESCID [18]	47
Fig. 41 Experimental data of Impulse for SQ change	49
Fig. 42 Experimental data of impulse for transformation depth change	50
Fig. 43 Reproducibility experiment in VM (velocity 50-250mm/s)	52
Fig. 44 Reproducibility experiment in PM (torque 3000-13000)	53
Fig. 45 Reproducibility experiment in QM (torque 3000-13000)	54
Fig. 46 Standard deviation of force output vs. SQ value	55

SUMMARY

Spinal cord injury signifies a state whose damage in spinal cord occurred in car accident, falling and careless exercise, resulting in symptoms from sensory paralysis to paraparesis. With purpose on remedy of spinal cord injury, many researchers have started to focus on experimental animal model. This is because a experimental research utilizing laboratory animals not only requires short time to experimentalize, but also enables effectiveness of remedy to be illustrated. In spinal cord injury experiment, prerequisite of laboratory animal is physiological feature similar to human, which must be able to reproduce lesion of spinal cord injury, anatomical, and ethological aspect regarding human. Accelerated impactor and injury apparatus hitting lab animals' spinal cord is intentionally used to reproduce the human spinal cord damage. Thus far, this machines has shortcoming which does not output enough reliable data to analyze reproduction.

On this study to make up for this shortcoming, new spinal cord injury device(Robo Cylinder Impactor, RCI) has been developed with better accuracy, and precision to enhance reproduction. This impactor's suitability has been gauged by performance tests. Orthogonal robot applied for RCI system are able to move on exactly desired place after calculating image and distance data derived from sensors. Moreover, by using superior electric cylinder, a desired degree of spinal cord injury can be controlled by user. Compare to a previous impactor, these merits improve reproduction as well as enable a degree of damage to be estimated through qualification process of impulse. Performance test has been processed by using the developed machine on this study. Comparing the output data of the contusion experiment with previous experiment data, an availability of creating experimental animal model of spinal cord injury has been analyzed. Lastly, by figuring out a solution of problems caused from this experiment, a suitable control mode is suggested.

I. 서론

1. 연구 배경

척수손상(Spinal Cord Injury, SCI)은 사고나 질병 등으로 인해 척수가 손상을 입게 되는 상태를 말한다. 척수의 손상은 주로 운동과 감각 신경의 이상으로 인해 사지마비나 감각마비와 같은 심각한 장애를 초래한다[1]. 또한 척수손상은 비교적 젊은 나이에 발생하는 경우가 많으며 회복되는데 어려움이 있기 때문에 사회, 경제적으로 많은 손실을 가져오게 된다.

주로 교통사고나 낙상, 운동 등으로 인해 생기는 척수손상 환자의 발생률은 매년 증가하고 있는 반면에 그에 대한 치료의 결과는 만족스럽지 못했다[2,3]. 이후 급격한 의학발전에도 불구하고 척수손상에 대한 치료 가능성은 아직도 확연히 제시 할 수 없는 실정으로 현재까지도 활발하게 이루어지고 있는 척수손상 재활치료 및 줄기세포 치료에 대한 연구가 그 점을 잘 보여주고 있다[4,5].

척수손상에 대한 이해와 잠재적인 치료효과에 대한 실험목적으로 많은 연구자들은 척수손상 실험동물모델에 초점을 맞추기 시작했다. 실험동물을 이용하게 된 목적은 실제 척수손상 환자의 안전과 관계없이 적은 수의 실험 군을 이용하여 짧은 시간동안 병의 원리를 증명할 수 있는 이점이 크기 때문이다. 또한 실험동물을 이용한 연구에서는 다양한 기술 방법을 통해 임상시험을 진행할 수 있으며 병변의 상태를 표준화 시킬 수 있다.

척수손상 실험동물모델은 실험동물을 이용하여 인간의 척수손상의 원인을 밝히고 체계적인 치료의 방법을 찾는 과정이라 할 수 있다. 척수손상 실험동물모델로서 유용한 실험동물의 조건은 인간과 비슷한 생리학적 특징을 가지며 척수손상에 따른 해부학적(병변)·행동학적(운동능력) 측면에서도 재현성을 갖추고 있어야 한다. 이와 같은 척수손상 실험동물모델은 실험동물의 척수에 인위적인 손상을 주는 과정을 통해 생산되어져 왔고, 그 방법에 따라 실험동물모델의 특징이 다양하게 나타나는 것으로 알려져 있다.

대표적인 척수손상방식으로 타박손상방식과 압축손상방식을 들 수 있다. 19세기 이후부터 추체낙하를 통한 타박손상방식을 이용하여 척수손상모델이 개발되어져 왔다. 이 장치는 현재까지 가장 많이 쓰이고 있는 장치일 만큼 초기 SCI 연구에 있어서 중요한 역할을 하였으며 현재 개발되는 다양한 충격장치들은 이 원리를 바탕으로 하여 개선되거나 보완된 것이다. 대표적인 두 종류의 척수손상방식은 다음과 같은 특징을 가지고 있다.

- 타박손상방식은 일정량의 무게를 가진 물체를 정해진 높이에서 떨어뜨려 충격을 가하는 방식이다. 대표적인 예로 추체낙하방식이 있으며 가장 최근 척수손상모델에 사용되는 것으로 공기충격방식이 있다[6-8].
- 압축손상방식은 정해진 힘을 가하는 기구를 이용하여 척수에 힘을 전달하여 압축형 손상을 가하는 방식으로 클립압축방식이 대표적이다. 비슷한 방식의 기구로 풍선과 같은 물체를 척수 사이에 넣어 충격력을 전달하기도 한다[9-11].

위의 대표적인 척수손상방식 중 현재까지 가장 흔히 사용되는 것은 추체낙하방식과 클립압축방식이며, 이 방법은 이미 많은 연구를 통해 그 성능이 입증되었다. 그러나 이와 같은 방법들은 척수손상 실험동물모델을 생산하는 실험방식과 해석에 있어 다음과 같은 문제점들을 가지고 있다.

- 추체낙하방식에서의 자유낙하에 따른 등가속도 운동은 속도를 일정하게 증가시키기 때문에 추체가 척수에 닿을 때까지 걸리는 시간을 정확히 측정하지 않으면 추체의 질량과 높이에 따른 병변의 정도와 충격량을 정량화하기 힘들다.
- 클립압축방식은 압축에 사용되는 클립의 사용횟수에 따라 충격력이 저하되는 영향으로 실험동물모델의 재현성에 대한 문제를 가지고 있기 때문에 사용빈도와 관계없이 척수에 지속되는 압축시간동안 일정한 힘이 가해지는 내구성을 갖춘 동작 재현성이 높은 기구 및 장치가 요구된다.
- 공기 실린더는 내부의 저항과 유체의 유입으로 인한 급격한 속도의 변화가 일어나므로 동일한 조건에서 생산된 실험동물모델 일지라도 정확한 힘이 척수에 전달된다고 보기 힘들기 때문에 실린더의 구조적인 문제를 해결할 수 있는 방법을 모색해야 한다.

척수손상 실험동물모델은 연구 목적에 맞는 손상방식이 개발되어 여러 연구에서 사용되고 있으나 좀 더 정확한 척수손상 실험동물모델 생산을 위해서는 재현성이 높은 척수손상방식이 요구되고 있는 상황이다. 이에 본 연구에서는 기존의 척수손상방식과 다른 새로운 척수손상방식을 개발하였으며 실험 과정을 통해 검증하였다.

2. 연구 목적

척수손상 실험동물모델을 위한 효과적인 손상방식은 실험동물의 손상정도를 예측할 수 있어야 하며, 동일한 실험조건하에서 생산된 실험동물모델들은 척수손상에 따른 병변과 운동능력에서 유사한 결과를 얻을 수 있어야 한다. 이는 척수손상을 일으키는 생리학적 물리량인 충격량을 정량화하여 동일한 충격량을 전달함으로써 가능하게 된다. 충격량을 정량화하기 위해서는 척수손상을 가하는 임팩터(전기실린더)의 위치와 시간에 따라 정확히 측정할 필요가 있다.

이에 본 연구에서는 정확한 위치이동이 가능하며, 동작 재현성이 우수한 전기 실린더를 척수손상 임팩터로 선정하여 적용하였다. 본 연구에서 개발한 척수손상 충격장치는 3축 직교로봇, 임팩터, 영상센서, 거리센서, 로드셀을 탑재하고 있으며 Robo-Cylinder Impactor(RCI)로 명명하였다.

RCI의 가장 큰 특징은 동일 장치로 타격손상방식과 압축손상방식을 각각 적용한 척수손상 실험동물모델을 생산할 수 있으며 충격량을 결정하는 힘과 속도를 자유자재로 결정할 수 있다. 아울러 RCI 시스템에 탑재한 영상과 거리 센서를 이용하여 충격대상(척수)의 위치를 정확히 측정할 수 있으며 기존에 개발되어 사용되고 있는 척수손상 충격장치와 달리 척수손상 깊이(변형깊이)를 제어할 수 있는 특징을 가지고 있다.

RCI는 실험동물모델 생산에 있어 충격량을 정량화 하는 요소인 시간, 위치, 질량에 대한 변위를 기록하고 독립적인 하드웨어들을 연계하여 구동시키는 제어 프로그램을 탑재하고 있다. 실험동물모델 생산에서 얻어지는 정보는 충격량 정량

화 과정을 통해 손상의 정도를 가늠할 수 있도록 할 뿐 아니라 기존의 척수손상 충격장치와 비교했을 때 재현성을 높이게 되는 효과를 얻을 수 있다.

본 연구에서는 기존의 대표적인 연구들의 내용을 뒷받침하여 설득력과 차별성을 갖춘 연구를 진행하기 위하여 다양한 충격량을 일정하게 전달할 수 있는 충격장치를 개발하고 실험 과정을 통해 척수손상 실험동물모델 생산에 적용하기 위한 적합성을 분석하였다. 이와 같은 연구의 과정이 재현성을 갖춘 효과적인 척수손상장치의 개발로 이어져 척수손상에 대한 연구뿐만 아니라 다양한 외상성 손상 연구 분야에 기여할 것으로 기대된다.

본 논문은 총 5장으로 이루어져 있으며 2장에서 척수손상모델의 개요와 현재 척수손상실험에 사용되고 있는 충격장치의 종류와 특징, 3장에서 RCI 시스템의 각 요소장치들의 구성방법과 척수손상방식에 따른 제어방법, 4장에서 RCI 임팩터의 출력특성실험을 바탕으로 기존 척수손상 충격장치와의 출력특성 비교실험 및 RCI 임팩터 재현성 실험과 그에 대한 고찰, 5장에서 결론을 기술하였다.

II. 척수손상모델

1. 동물모델과 충격방식

지난 세기동안 척수손상이 있는 사람들의 치료 및 연구의 발전은 척수손상 환자의 삶의 질을 향상시켰으며 수명을 연장할 수 있게 하였다. 하지만 기대와는 달리 척수손상질환 자체는 크게 개선하지 못하였다. 그래서 손상의 이해와 잠재적인 치료효과에 대한 실험목적으로 동물모델에 초점을 맞춰왔다. 하지만 일반적인 목적으로 사용하는 동물모델은 척수손상 연구에 적합하지 않았다[12]. 인간과 같은 조건을 가진 유용한 동물모델은 병리적인 측면을 재현하는 것뿐만 아니라 관찰과 임상실험을 통한 이점을 얻을 수 있어야 하기 때문이다. 이러한 목적으로 인간과 유사한 조건의 손상정도를 만들어내기 위해 다양한 장치가 개발 되어 척수손상모델에 적용되어 왔다.

인간의 척수손상은 주로 교통사고, 추락, 스포츠 사고 등에서 척수에 갑작스런 압축이 가해져 발생한다. 이와 같은 사고로 인한 척수의 손상은 크게 척수의 절단, 타박, 압축으로 나눌 수 있다. 여기서 절단방식의 경우 의도적인 수술과정을 통한 재현이 가능하지만 타박손상과 압축손상은 역학적인 힘을 제공할 수 있는 기계장치가 필요하다. 충격장치를 이용하여 동물의 척수손상을 재현하는 것은 일정한 병변을 나타내는 손상정도를 직접 결정할 수 있으며 이 유형의 손상을 복원하려는 시도가 주요한 인간손상과 관련성이 높다는 두 가지 이점이 있다.[12].

이와 같이 척수손상 실험동물모델을 구현하기 위해서는 수술과정을 거쳐 척수에 충격을 가해야 한다. 일반적으로 척추후궁절제술(laminectomy)을 수행하여 뼈를 제거하고 척수를 노출시켜 압축을 가하게 된다. 이 때 충격방법에 따라 타박손상, 압축손상 두 가지로 결정된다. 하나는 빠른 속도에 의한 손상을 가하는 타박(contusion model)이고, 다른 하나는 정해진 시간동안 일정한 힘을 지속적으로

로 가하는 충격으로 손상을 시키는 압축모델(compression model)이다. Fig. 1은 척수의 타박 또는 압축 방법을 나타낸다.

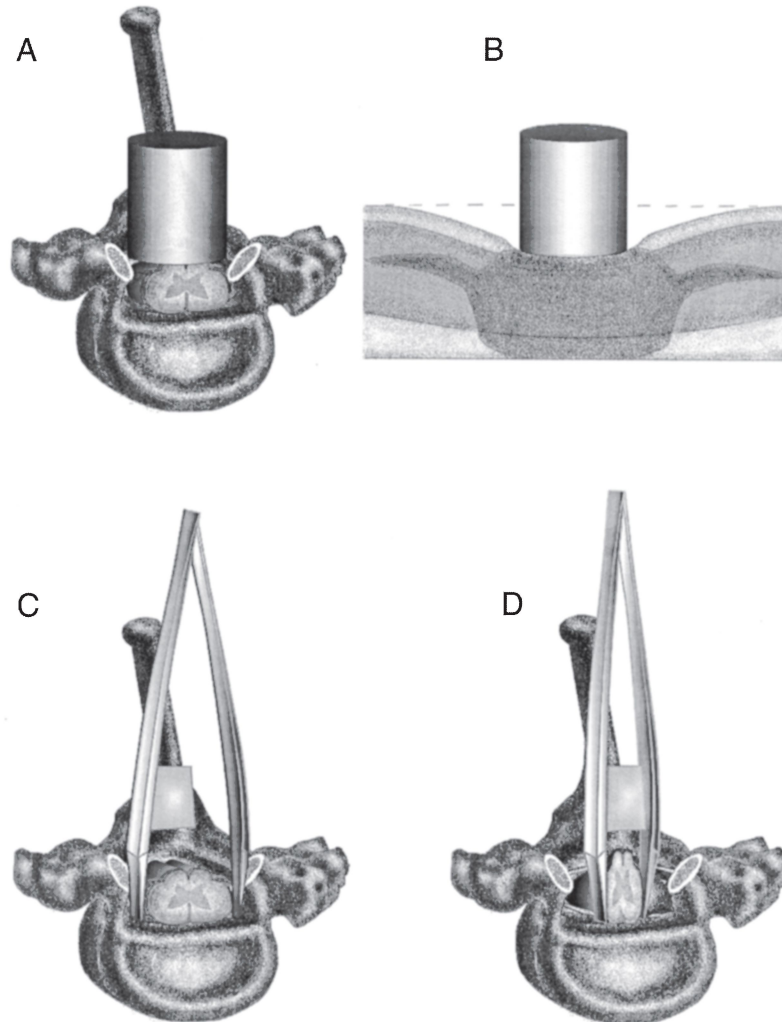


Fig. 1 Contusion and compression injury method(Contusion and compression injuries of the spinal cord usually involve exposing the spinal cord with a dorsal laminectomy, typically in the thoracic region but sometimes in cervical or lumbar spinal cord. The spinal cord is then compressed, either from the dorsal surface (A,B) or from the sides (C,D). In contusion injury, a cylindrical weight (A) is dropped from a given height onto the spinal cord or a similar cylinder may be depressed with a motor, controlled by a computer)[12]

대표적으로 알려진 충격방식 중 추체낙하방식, 공기충격방식은 일정한 무게 및 힘을 가진 물체의 운동에너지를 압축 및 변위의 형태로 척수에 전달하는 타박모델이라 할 수 있다. 최초 척수손상모델에 사용되었던 추체낙하방식은 척수손상의 잠재적인 치료에 대한 사전 임상실험을 수행하기에 잘 설계 되었다[12]. 최근에 개발된 공기충격방식은 추체낙하방식을 보완하여 손상의 정도를 조절할 수 있도록 개발 되었다[8].

클립압축방식은 비교적 느린 속도와 장기적인 압축을 가할 수 있는 기구를 이용하여 충격을 전달하는 압축모델에 속한다[9]. 일반적인 클립압축방식은 Fig. 1에 설명되어 있는 것처럼 척수의 가로평면상에서 압축을 가하게 되며 타박모델과 달리 복잡한 장치가 필요 없기 때문에 실험 조건의 제약이 적다. 또한 풍선과 같은 간단한 기구를 이용한 척수손상에 적용한 연구도 발표되었다[10].

Table 1 The types of contusion & compression models, and the major substance

모델	방법	주요내용
타박모델 (contusion models)	추체낙하	· 추체의 무게, 높이에 따른 속도와 가속도를 측정하여 충격량을 정함
	공기충격	· 충격량, 충격속도, 변형지속시간을 정한 후, 공기압과 실린더 스트로크의 높이를 제어하여 압축함.
압축모델 (compression Models)	Balloon	· 척추 사이를 팽창시켜 압력을 가하고 그를 통해 척수에 충격력을 전달
	Clip	· 클립에 기록된 힘과 시간의 관계를 이용하여 충격량을 정함
	Laminaria	· 팽창되는 성질의 물체를 척추사이에 넣어 척수에 충격력을 전달

Table 1은 타박모델과 압축모델의 종류와 주요내용을 나타낸다. 각 방식들은 이미 여러 논문에서 다양한 실험결과를 보여주었다. 이러한 장치들의 원리 및 실험 방법은 비슷하지만 실험 조건에 따라서 정확한 결과가 나올 가능성은 다르다. 위의 장치들은 각각 충격모델에 따른 방식이 있고 그에 따른 실험 결과는 다른 연구 결과와 차이가 생기기 때문이다. 또한 장치 및 기구 자체의 문제점이나 실험 조건에 의한 요인이 결과에 미치는 영향이 크다. 근래에 개발된 컴퓨터를 이용한 장치들은 충격에 대한 변수를 좀 더 완전한 방식으로 정의할 수 있으나 구조적 문제나 충격장치의 구동이 어렵고 기기의 복제가 힘들다는 단점이 있다. Table 2는 각 모델별 충격장치들의 주요 문제점을 보여준다.

Table 2 The types of contusion & compression models, and the major defect

모델	방법	주요 문제점
타박모델 (Contusion models)	추체낙하	<ul style="list-style-type: none"> · 자유낙하 시 추체가 타격하는 위치를 정확히 결정하지 못함. · 충격량이 실험환경(공기상태와 압력)에 기인하여 실험환경에 따라 결과치가 달라질 수 있음
	공기충격	<ul style="list-style-type: none"> · 실린더 내부로의 공기 유입 시 급격하게 달라지는 스트로크(stroke)의 속도로 인해 충격량에 대한 정의가 불분명 · 공기 실린더 구조적 문제로 인해 재현성이 떨어짐
압축모델 (Compression Models)	Balloon	<ul style="list-style-type: none"> · 척추내부로 기구의 유입 시 발생할 수 있는 생리적 문제 혹은 척수에 가해지는 충격력의 문제 발생
	Clip	<ul style="list-style-type: none"> · 수치적 해석이 명확하지 않고, 재현성이 떨어짐
	Laminaria	<ul style="list-style-type: none"> · 실험과정에서 의도하지 않는 척수 손상이 가해질 경우가 많음

2. 타박손상모델

추체낙하방식의 타박손상모델 개발은 척수손상 연구에 있어서 중요한 역할을 하였다. 초기에는 동물의 척수에 타박상을 입히고 수술을 통해 효능을 연구할 목적으로 개발되었다. 이 모델은 척수에 관련된 다양한 연구를 가능하게 하였고 이러한 노력으로 기계적인 보완을 거쳐 현재까지 사용되고 있는 대표적인 방식이다. 최근에는 각종 충격에 관련된 변수들을 확인하고 충격량의 정도를 조절할 수 있는 공기충격장치가 개발되어 사용되고 있다.

이와 같은 장치를 이용하여 만들어내는 타박손상은 일상생활에서 가장 흔히 볼 수 있는 손상이다. 주로 교통사고, 넘어짐, 스포츠 사고로 발생하는 이 손상의 특징은 빠른 속도로 짧은 시간 충격이 가해져 생기는 것이다. 타박손상모델에서 가장 중요한 요인은 척수의 표면에 닿는 물체의 무게와 속도이다.

이러한 요인들을 Newton 제2법칙에 적용하여 나타내면 다음 식(2.1)과 같다.

$$\sum F = m \frac{dv}{dt} \quad (2.1)$$

위의 식을 시간에 대해 적분하면 다음 식을 얻을 수 있다.

$$\int_{t_1}^{t_2} \sum F dt = mv_2 - mv_1 \quad (2.2)$$

이 식에서 v_1 과 v_2 는 각각 시간 t_1 과 t_2 에서의 물체의 질량중심 속도이다. 좌변의 항은 선형충격량(linear impulse)이라고 하며, mv 는 선형운동량(linear momentum)이라고 한다[13]. 물체에 어떤 시간 동안 가해진 충격량은 물체의 선형운동량의 변화와 같다. 즉, 떨어지는 추체와 접촉하는 대상은 식(2.2)와 같은 충격량과 운동량의 원리(principle of impulse and momentum)에 의해 힘을 전달 받게 된다. 이 점을 추체낙하방식과 비교하면 추체의 질량과 떨어지는 속도를 측

정하여 충격량을 계산하는 방식이므로 질량과 속도의 관계로 구할 수 있는 선형 운동량을 이용하게 된다.

타박손상모델에서 떨어지는 물체의 질량은 일정하지만 속도는 시간에 따라 증가되게 된다. 척추 자체에 전달된 충격량($P_{contusion}$)만을 구하려면 선형운동량의 적분을 통해 다음과 같이 구할 수 있다.

$$P_{contusion} = m \int_{t_i}^{t_o} dv \quad (2.3)$$

여기서 t_i 과 t_o 는 각각 물체가 척추에 표면에 닿은 시간과 떨어져 나가는 시간이다. 식 (2.3)을 이용하면 일정한 질량을 가진 물체가 변형유지시간 동안에 척수에 전달한 힘의 양을 계산할 수 있게 된다.

2.1 추체낙하방식

2.1.1 NYU 충격장치

이 장치는 뉴욕 대학에서 개발한 장치이며 최초 Allen에 의해 개발된 중량낙하기술(weight drooping technique)이 최초 소개된 이후 같은 방식의 장치를 발전시킨 모델이다. 일정한 높이에서 일정한 무게를 지닌 추체를 떨어뜨려 척수에 물리적인 손상을 가하게 되고 실험 중에 생기는 운동 요인들을 컴퓨터로 받아들여 척수 압축의 정도를 압축 비율(compression rate ; dD/dT)로 나타낸다[14]. 이 장치를 사용하여 압축 비율과 척수의 손상정도를 비교하는 연구가 많이 진행되었고 같은 연구 분야에서는 설득력 있는 연구로 평가받고 있다. 현재는 이 장치를 기초로 한 MASCIS충격장치(Multicenter Animal Spinal Cord Injury Study impactor)가 쓰이고 있다[15].

Fig. 2는 NYU 추체낙하장치이다. 이 장치의 특징은 무게가 고정된 추체의 높이를 각각 6.25mm, 12.5mm, 25mm, 50mm로 4분류로 나누어 설정할 수 있다. 이러한 이유로 압축의 정도를 제한 할 수밖에 없기 때문에 다양한 범위의 외상성 손상에 대한 연구에는 부족하며, 실험 이후에 출력되는 변수들만으로는 충격량을 계산하기가 어렵다.



Fig. 2 The NYU impactor

2.1.2 IH 충격장치

이 장치는 이전 충격장치에서 측정하지 못했던 충격량을 측정하기 위해 개발된 장치이다. 일정한 길이와 폭을 가진 봉에 로드셀과 랙(rack)을 설치하여 스텝핑모터(steping motor)로 제어하는 형태이다. 중력에 의해 떨어지는 봉에 장착된 랙과 스텝핑모터를 이용하여 설정한 거리만큼의 조절이 가능하다. 즉, 모터의 회전 수 및 동작정지시간(dwell time)을 제어하여 척수에 가해지는 충격 및 변형지속 시간을 설정할 수 있다[16].

Fig. 3은 IH 충격장치이다. 이 장치의 특징은 컴퓨터에 의해 충격의 정도를 설정할 수 있으며 그 결과를 로드셀 출력으로 나타낼 수 있다는 것이다. 이전의 충격장치와는 달리 실험 전 충격의 정도와 변형지속시간을 설정하기 때문에 좀더 정확한 재현성을 기대할 수 있다. 하지만 실험동물에 따라서 정확한 척수의

높이를 측정하지 못하기 때문에 변형깊이(transformation depth)에 대한 제어를 할 수 없는 문제점이 있다. 이런 이유로 충격 깊이에 따라 척수에 전달되는 충격량을 제어하기 어려운 면이 있다.

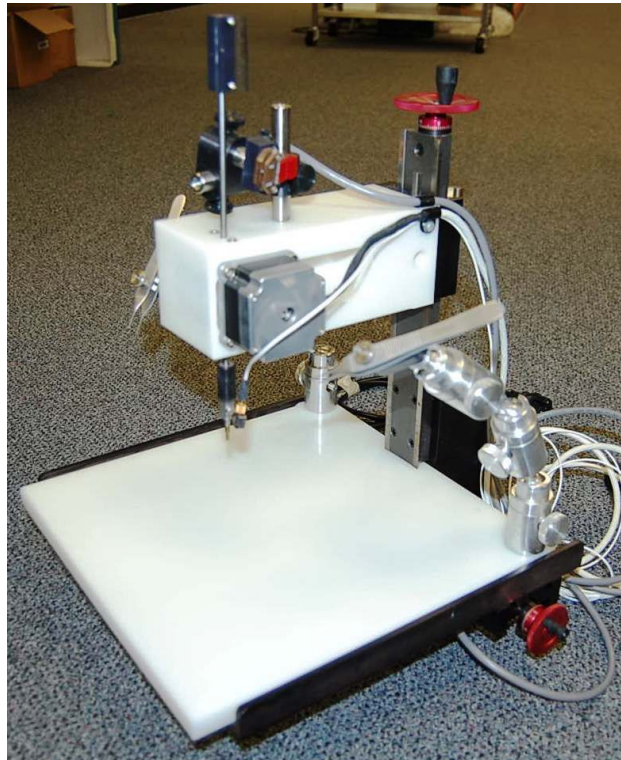


Fig. 3 The IH impactor

2.2 공기충격방식(CAUH-2)

Fig. 4는 CAUH-2 충격장치이다. 이 장치는 두부손상기전과 치료에 대한 연구를 목적으로 개발된 이후 척수손상모델에 사용할 수 있도록 변형되어 사용되었다[17]. 솔레노이드 밸브(solenoid valve)를 이용하여 실린더 내부의 공기압을 조절하여 원하는 속도와 변형지속시간으로 충격을 가할 수 있다. 움직이는 피스톤의 변위를 LVDT(Linear Variable Differential Transformer)를 이용하여 지정된 시간에 따라 측정하고 이것을 속도로 나타내며 가해지는 충격력은 로드셀을 사용하여 측정한다. 장치 중앙에 위치하는 실린더는 공기압을 전달받아 하단의 충격단(impact tip)으로 척수에 충격을 전달하게 된다. 하지만 공기 실린더는 자

체적으로 힘의 소모가 많고 충격단이 거의 하단으로 내려왔을 경우 실린더 내부의 저항에 의해 속도의 변화량이 급격하게 높아지는 문제점이 있다.

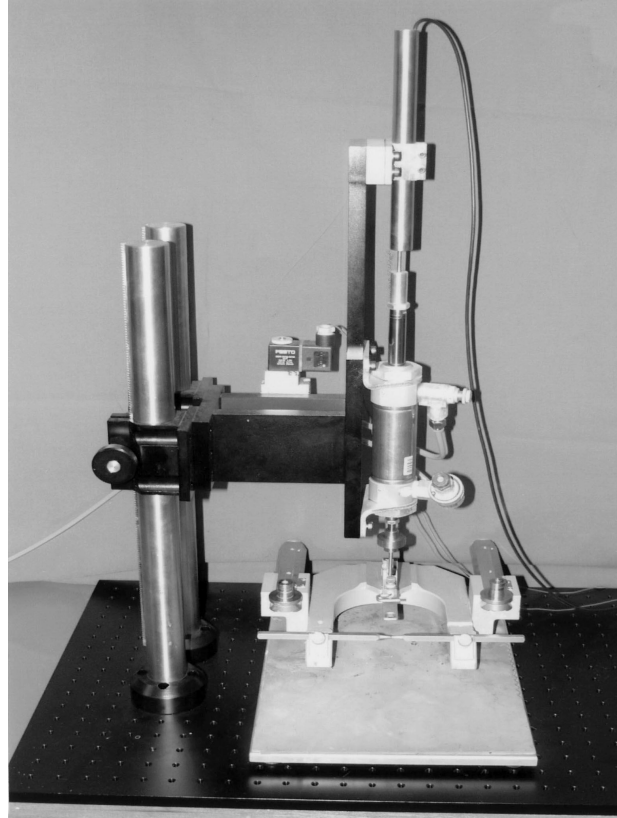


Fig. 4 The CAUH-2 impactor[17]

3. 압축손상모델

이 모델은 타박손상모델과 함께 척수손상 동물모델 구현에 널리 쓰이고 있으며, 느린 속도로 장기적인 압축으로 발생하는 인간의 척수 손상 재현을 위해 사용되고 있다. 압축방식은 주로 클립을 이용하여 척수를 압축시켜 손상을 가하게 되지만, 풍선압축방식(balloon compression method)의 경우 잠재적인 악영향을 끼칠 우려가 있는 척추후궁절제술을 시행하지 않고도 척수손상모델을 개발할 수 있다는 장점이 있다.

이러한 타박손상방식에서 가장 중요한 요인은 척수에 전달되는 힘과 압축이 가해지는 총 시간이다. 클립 등은 척수에 장시간 동안 같은 힘으로 척수를 압축하기 때문에 식(2.2)에서 v_2 는 0이 된다. 그러므로 좌변의 선형 충격량으로 계산해야 한다. 압축손상모델에서의 척수에 가해진 충격량($P_{compression}$)은 t_i 와 t_o 에 대해 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$P_{compression} = \int_{t_i}^{t_o} F dt \quad (2.4)$$

식(2.4)을 이용하여 압축손상모델에서의 충격량을 구할 수 있다. 타박손상모델에서 전달하는 충격량은 척수 표면에 닿은 시간부터 떨어질 때까지 전달한 힘에 대한 적분으로 나타낸다. 여기서 사용된 압축장치가 시간에 따라 가하는 충격력이 다를 경우에는 다음 식을 이용하여 평균 충격력(F_{av})을 구해야 한다.

$$F_{av} = \frac{1}{t_o - t_i} \int_{t_i}^{t_o} \sum F dt \quad (2.5)$$

위 식을 통해 구한 평균 충격력을 식(2.4)의 F 항에 대입하여 총 가해진 충격량을 구할 수 있다. 비교적 미세한 힘을 나타내는 클립이나 풍선의 경우 이런 오차는 무시될 수 있지만 압축이 가해지는 총 시간이 다를 경우 결과에 차이가 생기게 되므로 압축손상모델에서는 실험장치의 신뢰성과 실험 조건의 통제가 재현성에 미치는 영향이 크다.

3.1 클립압축방식(혈관압축)

이 기구는 1978년 처음 소개된 이후로 현재까지 압축손상을 위해 흔히 쓰이고 있는 방식이다[9]. 복잡한 기계 장치를 사용하지 않고 클립 등과 같이 충격력이 있는 기구를 이용하여 수술을 통해 시행할 수 있다. 주로 압축에 의해 발생하는 인간의 압축손상과 비교적 유사한 병변을 나타낼 수 있는 방식이며, 클립에 주어진 물리적인 강도를 조절함으로써 척수를 압축하는 힘은 다양하게 나타낼 수 있다. 클립압축모델의 중요한 이점은 압축에 의한 병변은 타박손상으로는 나타낼 수 없다는 것이다. 식(2.1)과 식(2.2)에서와 같이 이론적인 힘의 양은 같을 수 있

으나 충격방식에 따라 생성되는 병변이 다르기 때문이다[12]. 따라서 척수손상모델 개발에 있어서 압축손상 병변의 재현을 위해서는 이러한 기구가 반드시 필요하다. Fig. 5와 6은 실험에 사용되는 다른 형태의 클립들이다.

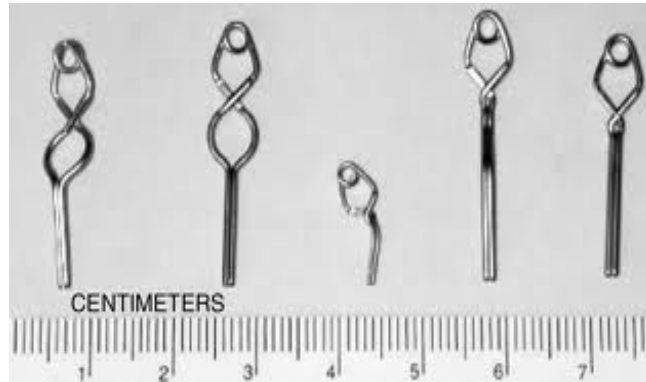


Fig. 5 The vascular compression clip

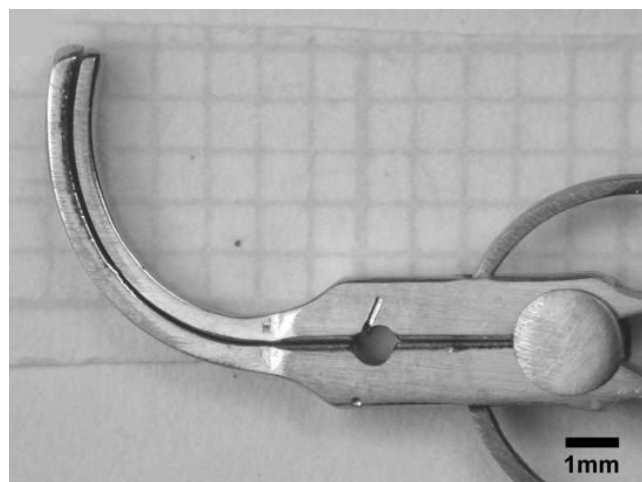


Fig. 6 The aneurysm compression clip[9]

III. 척수충격 시스템 개발

1. RCI시스템 내용 및 구성

본 연구에서 개발한 RCI시스템은 현재까지 사용되고 있는 많은 충격장치들의 충격기능을 갖추면서 단점을 보완하고자 하는 목적으로 개발되었다. 추체낙하 방식과 공기충격방식의 기능을 동시에 만족할 수 있는 임팩터를 사용하였으며 충격량에 영향을 미칠 수 있는 충격위치를 동일하게 할 수 있도록 정밀한 3축 직교로봇을 사용하였다. 그 외 척수의 높이 측정 및 위치 확인을 위해 거리센서와 영상센서를 설치하였으며 가해지는 힘을 측정할 수 있는 로드셀을 충격단에 장착하였다. 실험 결과를 분석하기 위해 제어프로그램을 개발하여 모든 센서 및 장치들로부터 데이터를 얻을 수 있도록 하였다. RCI시스템의 하드웨어 구성은 Fig. 7과 같다.

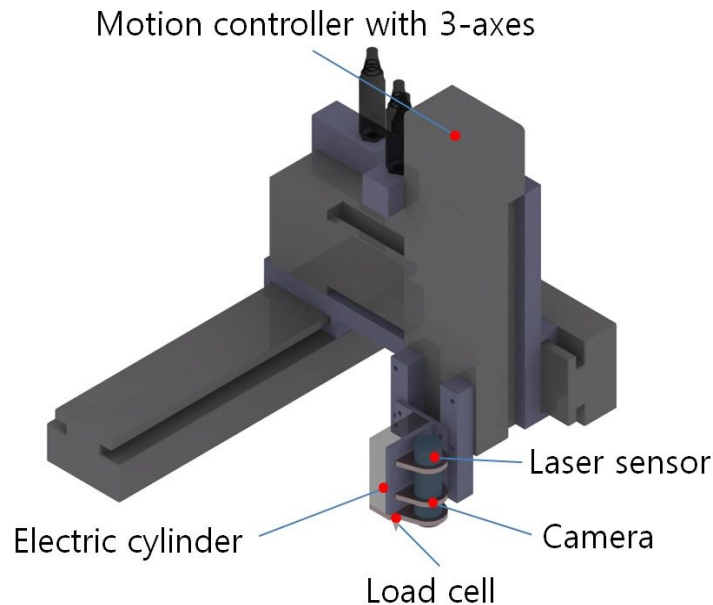


Fig. 7 Hardware configuration of RCI

3축 직교로봇은 이 시스템의 베이스가 되며 충격구동과 측정을 위한 임팩터와 영상 및 거리센서는 Z축에 장착되어있다. 충격력을 측정하기 위한 로드셀은 실린더의 스트로크와 충격단 사이에 위치하였다.

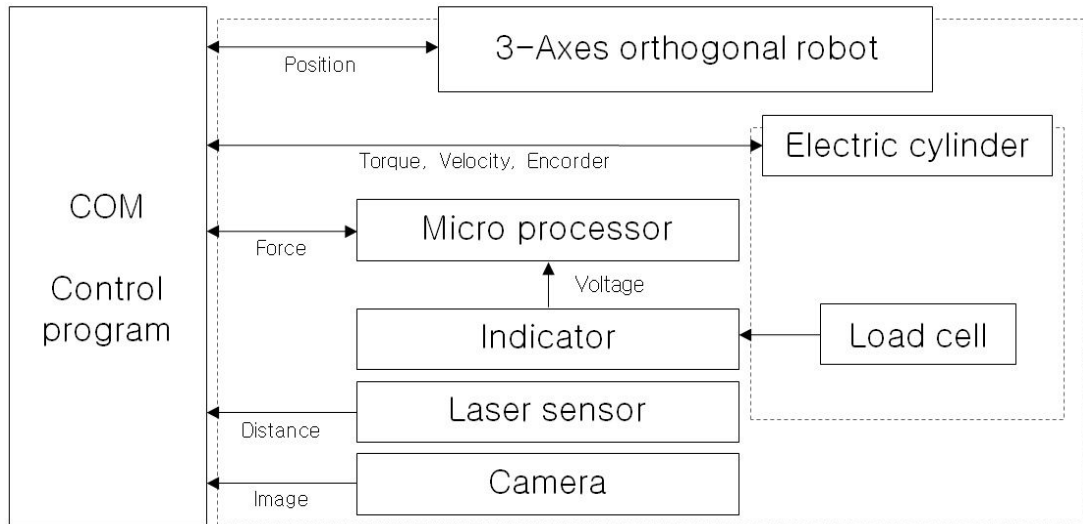


Fig. 8 System configuration of RCI

Fig. 8은 RCI의 시스템 구성을 나타내며 각각의 장치들로부터 제어프로그램에 전송되는 데이터를 표시하였다. 이와 같은 데이터 전송을 통한 전체적인 시스템 구동 순서는 Fig. 9의 플로차트를 통해 다음과 같이 설명할 수 있다.

- 1) 영상센서가 전송한 이미지는 제어프로그램 내의 화면에서 출력되며 척수의 위치를 확인한 후 OpenCV상의 객체를 선택하여 현재의 위치와 척수의 X,Y축 거리를 측정한다.
- 2) 직교로봇이 중심으로 정해진 좌표를 기반으로 거리센서의 포인터를 척수 상단에 위치하게 한다.
- 3) 거리센서는 척수와와의 거리와 현재의 높이를 측정하고 제어프로그램에 입력된 변형깊이에 따라 최종 Z축 좌표를 생성하게 된다.
- 4) 전송된 좌표에 따라 로봇은 실린더의 충격단을 척수의 상단으로 위치하도록 한다.

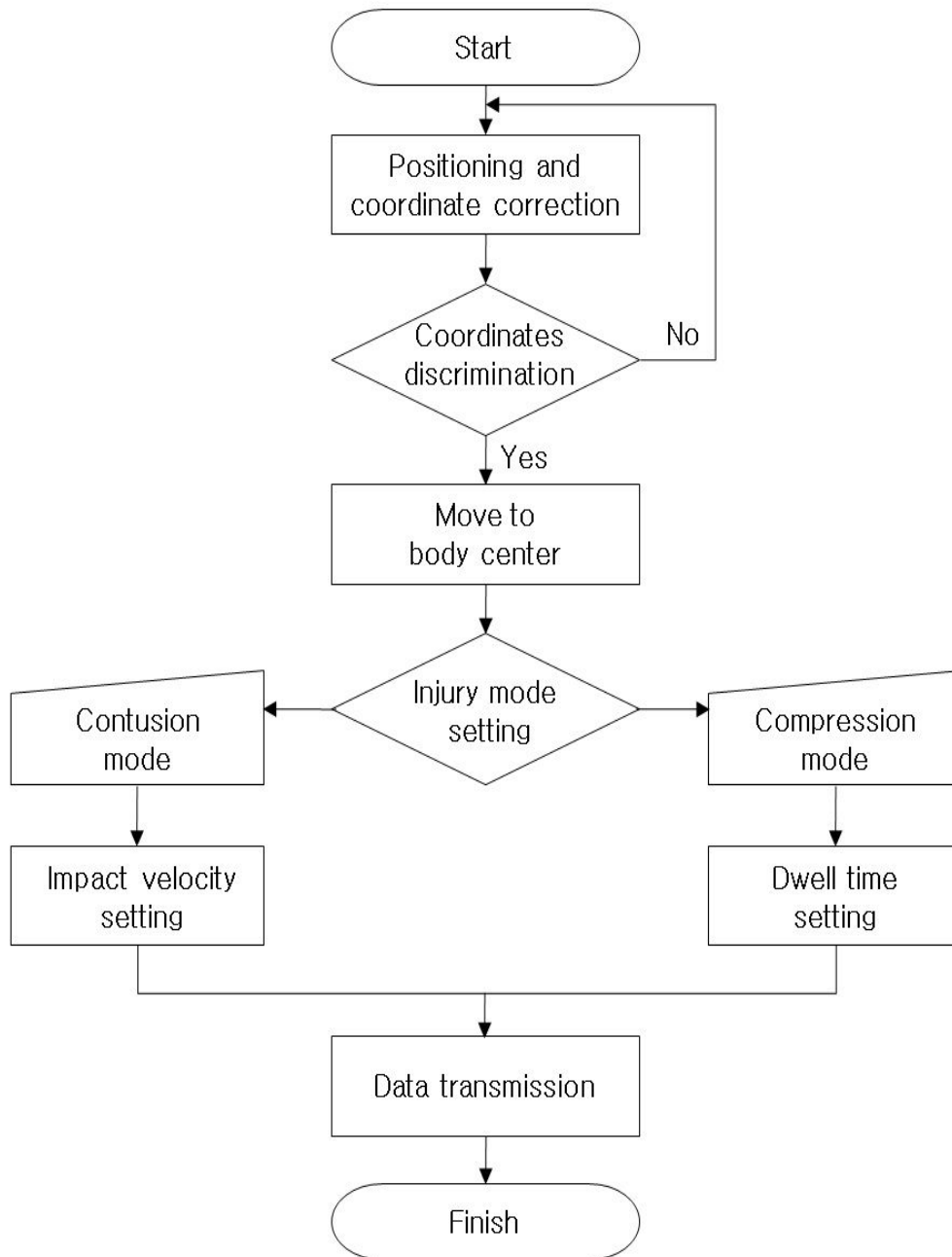


Fig. 9 Flow chart of system operation

2. RCI시스템 제어

2.1 3축 직교로봇 제어

RCI 시스템에서 직교로봇의 제어는 크게 두 가지로 나누게 된다. 하나는 척수의 평면 위치와 로봇의 Z축 위치를 동일한 수직 상에 놓이게 하여 정확한 충격 포인트를 찾는 X,Y축의 제어이며 다른 하나는 거리센서에서 출력된 데이터를 이용하여 변형깊이를 결정하는 Z축의 제어이다. 각 축은 서로 독립적으로 이동하게 되며 이동명령에 따라 최소 0.01mm단위로 이동하게 된다. Fig. 10은 직교로봇의 활동반경을 보여준다. 이러한 공간 내에서 각 축과 연결된 컨트롤러로부터 실시간으로 위치 값을 출력 받고 좌표 이동이 이루어진다. 전체적인 제어의 순서는 먼저 X,Y축을 이동하여 척수의 위치를 영상센서의 중심점과 일치시킨 후 Z축을 이동하여 변형깊이를 설정하도록 하였다. Z축의 위치가 결정되면 좌표보정을 통해 실린더와 거리센서를 척수의 상단위치로 이동하게 된다.

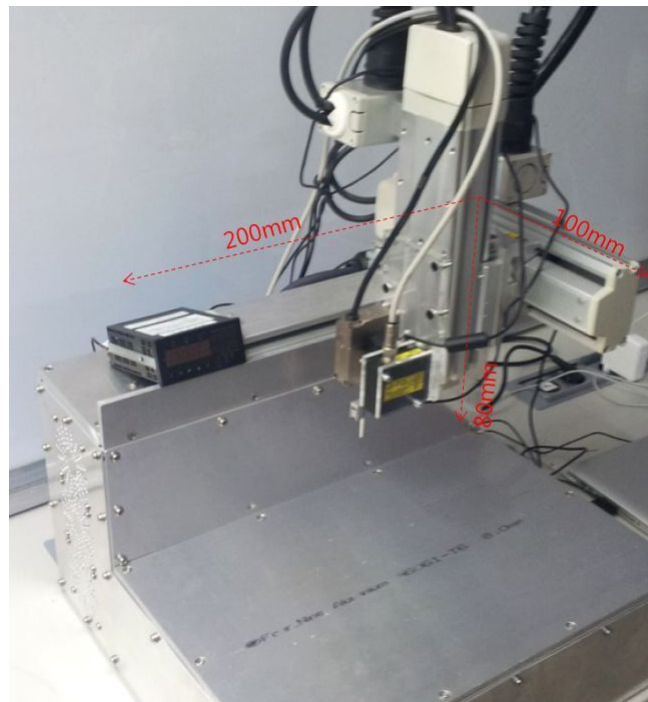


Fig. 10 Working area of the orthogonal robot
(X:200mm, Y:100mm, Z:80mm)

2.1.1 직교로봇의 평면이동 좌표계

직교로봇은 같은 사양의 액추에이터를 연결하여 사용함으로써 동일한 운동의 증분을 이룰 수 있다. 따라서 제어가 간편하며 위치에 따른 반복정밀도가 우수하게 나타나는 장점이 있다. 이러한 직교 좌표형의 로봇 머니플레이터는 3개의 직선운동을 하며 각 축에 대한 좌표형을 갖게 된다. RCI시스템에서는 Fig. 10과 같이 X축은 좌우방향, Y축은 전후방향, Z축은 상하방향으로 직교운동을 하게 된다. 각 축은 로봇의 영점을 기준으로 설정된 좌표를 통해 실제 거리만큼 이동하여 직육면체의 작업공간을 이루게 된다. Fig. 11은 RCI시스템의 직교로봇과 임팩터 및 센서의 좌표계이다.

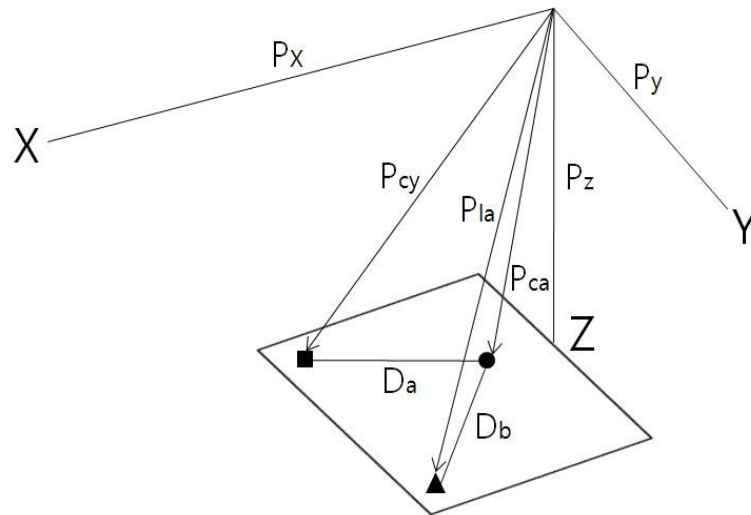


Fig. 11 Rectangular coordinate of RCI system

직교로봇의 축들은 각각 분리된 컨트롤러에 연결되어 있으므로 독립적인 축 이동을 할 수 있다. 따라서 동작이 안정적이고 실험을 순차적으로 진행할 수 있도록 X,Y축의 평면이동과 Z축의 수직이동으로 나누어 순차적으로 제어하였다.

첫 번째, Fig. 11에서 P_{ca} 은 평면이동에서 생성되는 영상센서 중심좌표이다. 이 좌표는 영상센서에서 비춰지는 제어프로그램 화면의 한 지점을 클릭함으로써 생성할 수 있으며, 이 때 생성되는 좌표는 다음과 같다.

$$P_{ca} = \begin{bmatrix} C_{px} \\ C_{py} \\ 0 \end{bmatrix} \cdot D(h) = \begin{bmatrix} P_{cax} \\ P_{cay} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

여기서 C_{px} 와 C_{py} 는 선택된 개체의 X,Y방향의 픽셀성분이다. $D(h)$ 는 선택된 대상의 X,Y축 픽셀 값과 높이 차이에 대한 실제 거리에 대한 함수이다. 즉, 픽셀 값과 높이 차이를 이용하여 계산된 함수를 통해 실제 X,Y축 좌표를 생성하게 된다. 영상센서와 대상이 수직선상에 놓이게 되면 변형깊이의 설정을 위해 거리센서의 포인터를 대상과 일치하도록 하였다. 이때 거리센서의 이동 좌표 P_{la} 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$P_{la} = P_{ca} + \begin{bmatrix} D_{bx} \\ D_{by} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ D_{la} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{lax} \\ P_{lay} \\ P_{laz} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

위 식에서 D_{bx} 와 D_{by} 는 영상센서와 실린더가 배치된 사이거리의 X,Y좌표를 나타낸다. Fig. 12는 수직평면과 수평평면상에서 각 장치들의 사이거리를 나타낸다. 이 거리는 실측과정을 통해 결정되었으며 차후 구조적인 변경이 필요한 경우 값을 변경하여 좌표생성에 적용할 수 있도록 하였다. D_{la} 는 레이저 포인터가 충격대상과 일치되어 측정한 높이 차이를 나타내며 실린더의 Z축 좌표를 결정하는 요인이다. 이후 실린더의 충격단 끝을 기준으로 하는 실린더의 원점 P_{cy} 은 다음과 같은 좌표에 따라 이동하게 된다.

$$P_{cy} = P_{ca} + \begin{bmatrix} D_{ax} \\ D_{ay} \\ D_{la} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ D_{dep} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ D_{str} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{cyx} \\ P_{cyy} \\ P_{cyz} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

여기서 D_{dep} 은 설정한 변형깊이의 값, D_{str} 은 실린더의 스트로크 길이를 나타내며 RCI시스템의 임팩터의 경우 12.5mm이다. 이 식을 통해 실린더 이동좌표의 P_{cyz} 성분은 거리센서의 높이 측정값, 실린더 스트로크, 변형깊이의 설정 값에 따라 결정된다. Fig. 13은 식(3.3)에서 Z축의 위치관계를 나타낸다.

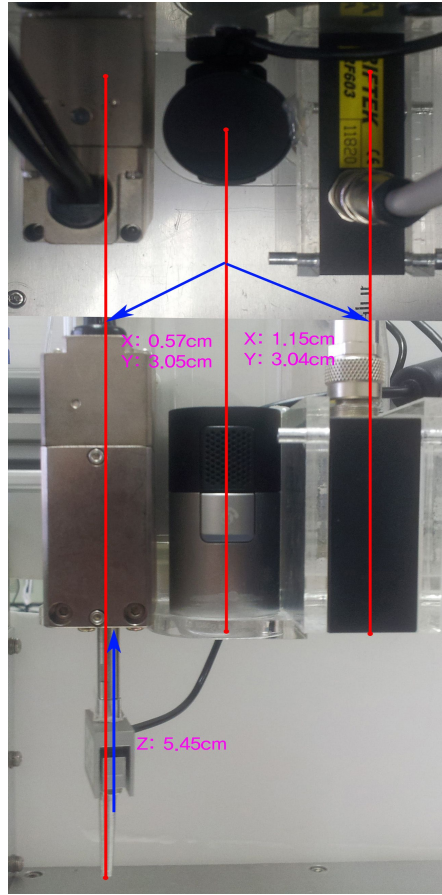


Fig. 12 Uniplanar origin of horizontal & vertical and real distance for each instrument

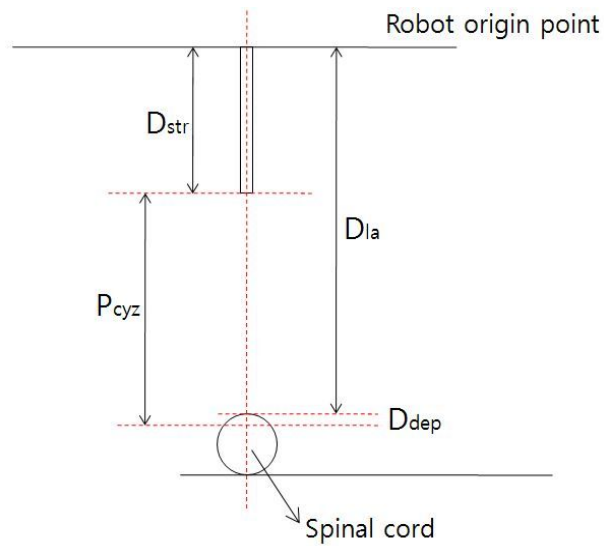


Fig. 13 Positioning relation of Z-axis

2.1.2 영상제어와 좌표결정

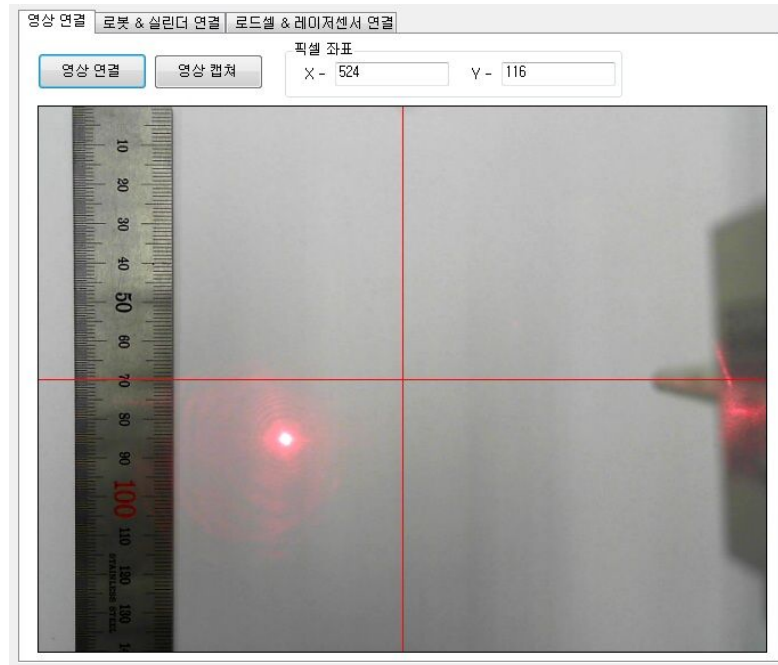


Fig. 14 Central point of camera in control program

영상센서에서 받아들인 화면은 제어프로그램의 화면에 나타나게 된다. Fig. 14는 제어프로그램 화면에서 영상센서의 중심점을 보여준다. 이 구조는 .NET 기반의 OpenCV를 사용하여 개발하였으며 화면의 객체 선택에 의한 이벤트를 수행하도록 작성하였다. 화면상의 한 점을 클릭 할 경우 중심점으로부터 선택된 점까지의 거리가 측정되어 X,Y좌표가 생성된다. 여기서 중요한 요인은 센서에서 측정대상까지의 거리 차이에 따라 실제 이동거리가 달라진다는 점이다. 즉, 화면상의 같은 픽셀(pixel)을 선택해도 높이에 따라 생성되는 X,Y축의 좌표가 달라진다.

처음에는 높이의 차이마다 일정량만큼의 거리가 증감될 것으로 예상하였지만 실제 실험에서 많은 오차가 발생함을 볼 수 있었다. 그것을 찾기 위해 거리센서의 출력 높이와 한 픽셀의 실제거리를 측정하는 실험을 진행하여 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다. Fig. 15는 대상과 영상센서의 높이 차이에 의한 거리측정 실험에서 나온 결과이다.

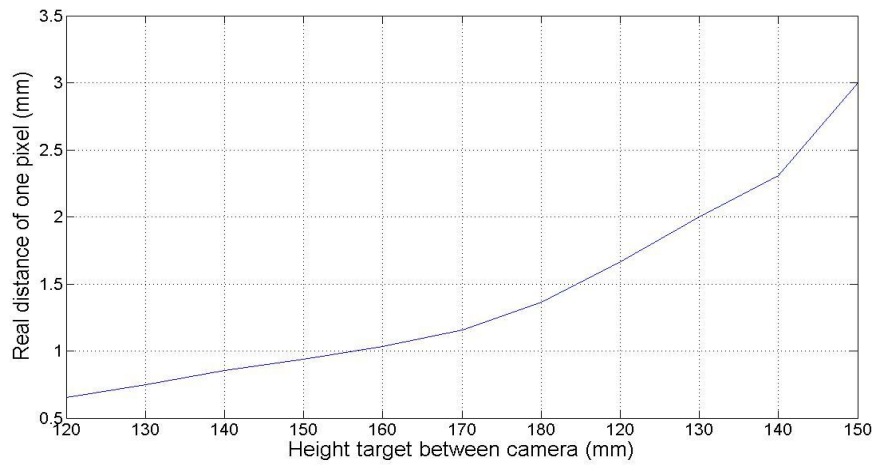


Fig. 15 Pixel real distance for height distinction

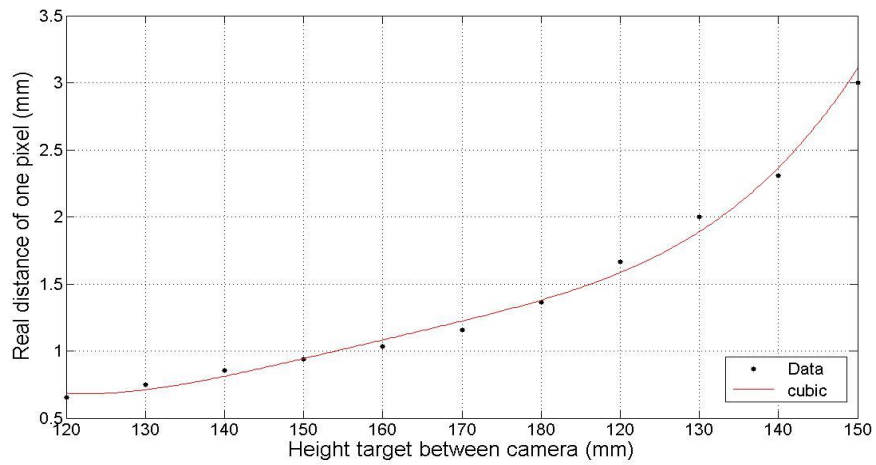


Fig. 16 Basic fitting method for pixel-distance experiment

Fig. 15를 Fig. 16과 같이 피팅(fitting)하면 측정된 높이에 대한 한 픽셀의 실제거리의 관계 $D(h)$ 을 구할 수 있다. 또한 함수의 결과를 식(3.1)에 적용하여 로봇의 X,Y축 이동좌표를 생성할 수 있게 된다.

$$D(h) = p_1h^3 + p_2h^2 + p_3h + p_4 \quad (3.4)$$

$$p_1 = 4.4188e-5$$

$$p_2 = -0.0074285$$

$$p_3 = 0.42977$$

$$p_4 = -7.5389$$

2.2 임팩터 제어

척수에 충격을 전달하는 장치는 충격장치에서 가장 중요한 요소이다. 유용한 장치의 조건은 설정한 변수에 따라서 신뢰적인 작동이 이루어져야 하며 일정한 조건하에서 같은 출력을 지속적으로 나타내야 한다. 또한 소형이며 힘의 미세한 조절을 이용하여 손상의 정도를 조절할 수 있어야 한다.

추체낙하방식에서는 척수에 나타나는 병변의 정도를 조절하기 위해 추체의 질량이나 높이를 조절하여 전달되는 힘의 양을 조절하게 되고 공기충격방식에서는 실린더에 공급하는 압축공기의 양을 조절하게 된다. 이렇게 두 방식에서 힘을 변화시키게 되면 힘과 속도가 동시에 증가하게 되므로 타박 형태의 충격을 전달하게 된다. RCI시스템에서 사용된 임팩터는 Fig. 17과 같이 가동 코일의 원리를 이용하여 개발된 장치이며 간단한 제어로 힘, 속도, 시간 등의 충격변수를 독립적으로 조절할 수 있는 이점이 있다. 따라서 제어의 응용을 통해 타박손상모델과 압축손상모델을 구현해 낼 수 있게 된다. 충격력에 관련된 실린더의 입력변수는 각각 토크(SQ), 속도(SV), 가속도(SA), 위치(MA)로 구분된다. 이 변수들은 실린더 컨트롤러에 어셈블리 명령어(assembly instructions)형태로 전달되며 제어모드에 따라 적용되는 형태가 달라진다. 실린더의 작동이 완료되면 엔코더 데이터를 출력할 수 있으며 이 데이터를 이용하여 위치와 속도 값을 측정할 수 있다. 이러한 측정결과는 손상모델과 제어방식에 따라 다르게 나타나게 된다.

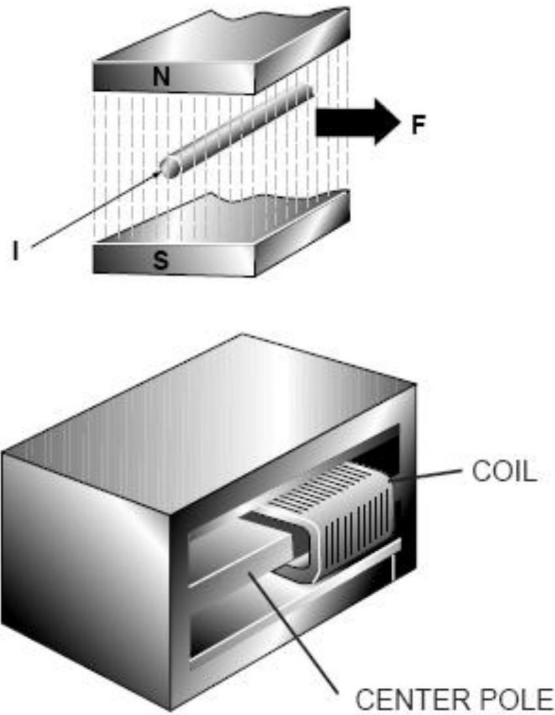


Fig. 17 The Principle of moving coil
 $(F \propto NIB; F: \text{force}, N: \text{the number of turns in the winding}, I: \text{current flowing through the winding}, B: \text{magnetic flux})$

임팩터의 제어방법은 크게 세 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째로 토크를 제어하여 전달되는 힘을 조절하는 토크모드(QM)가 있다. 이 모드는 설정된 위치와 속도에 관계없이 토크의 값에 의해서 작동이 된다. 두 번째는 토크와 속도만을 설정하며 스트로크의 최대길이 까지 설정된 속도로 이동시키는 속도모드(VM)이다. 세 번째는 위치모드(PM)로 토크와 속도, 위치 세 가지의 변수를 모두 설정하며 원하는 속도로 임의의 지점까지 정해진 토크를 유지하여 이동할 수 있다.

각각의 제어모드는 변수 설정과 그에 따른 출력의 특징들이 있지만 충격실험에 독립적으로 사용할 경우에는 부족한 면이 있다. RCI의 타박손상방식과 압축손상방식의 제어에서는 이러한 세 가지 모드를 순차적으로 제어하게 된다.

2.2.1 타박손상방식 제어

타박손상방식에서 충격량은 장치로부터 전달되는 힘과 속도에 의해 결정된다. 그러므로 충격단이 척수에 닿는 순간에 가해지는 전체의 질량과 속도를 제어해야 한다. 이와 같이 힘과 속도를 조절하여 타박손상방식을 구현하는 방법은 두 가지가 있다. 첫 번째 속도모드는 스트로크가 갖게 되는 질량을 고정하고 속도만을 변화시키는 방법이다. 두 번째로 실린더의 토크를 조절하여 가해지는 힘과 속도를 결정하는 토크모드가 있다. 이 모드는 추체낙하방식, 공기충격방식과 유사한 형태이며 설정된 토크의 값에 따라 힘과 그에 비례한 속도가 자동으로 설정되게 된다. 이러한 두 가지 모드의 특성을 이용하여 타박손상모델을 구현할 경우 스트로크의 구동은 Fig. 18과 같이 나타나게 된다.

1) 속도모드

속도모드에서 토크의 값은 설정된 속도에 도달하기 까지 걸리는 시간을 결정하는 요인이다. 그러므로 목표속도에 최대한 빨리 도달하기 위해 토크를 최대치로 설정해야 한다. 또한 속도모드에서 위치에 대한 제어는 할 수 없기 때문에 스트로크의 작동 방향을 설정해주어야 한다.

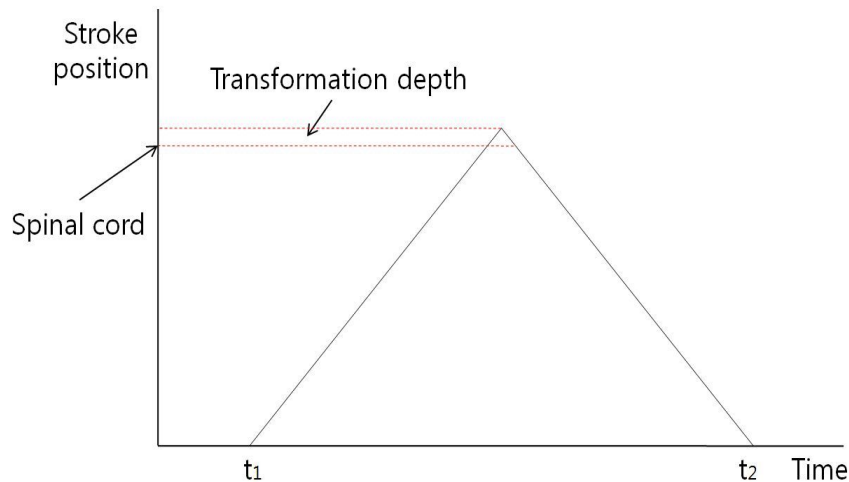


Fig. 18 Stroke trajectory of contusion injury method

속도모드에서 가해지는 질량은 실린더 스트로크, 로드셀, 충격단의 질량 합이므로 속도를 변화시켜 충격량을 결정하도록 하였다. 이 질량 값은 실린더와 센서

의 모델에 따라 다르기 때문에 다음과 같은 식을 이용하여 엔코더 출력과 샘플링 시간에 따른 속도를 구할 수 있다. Fig. 19는 50mm/s, 100mm/s 속도로 동작하는 실린더의 엔코더 값을 다음 식을 통해 속도로 변환하여 구한 그래프이다.

$$v = (X_{enc} \times \frac{D_{str}}{X_{max}}) / T_{samp} \quad (3.5)$$

X_{enc} : 엔코더 측정값

X_{max} : 엔코더 최대값

D_{str} : 스트로크 총 길이

T_{samp} : 샘플링 시간

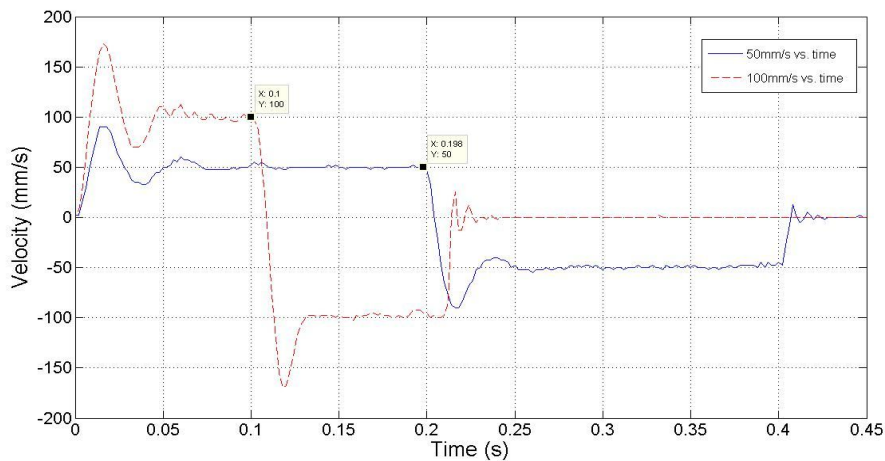


Fig. 19 Velocity measuring experiment of VM mode

이 실험은 실린더의 토크와 가속도를 일정하게 유지하고 속도만 변화하여 진행하였다. Fig. 19에서 스트로크는 최대지점에 목표속도로 정확히 도달하는 것을 볼 수 있었으며, 속도가 50mm/s일 때 순간 시간은 0.198s, 100mm/s의 경우 0.1s로 도달시간이 2배의 차이를 보였다. 이 실험결과에서 식(3.5)의 속도 변환공식을 이용한 이론적인 값은 실린더의 동작 결과와 일치하는 것을 알 수 있다. 또한 설정한 변수에 대해 실린더의 동작이 신뢰적인 것으로 볼 수 있다.

2) 토크모드

토크모드를 이용한 타박손상방식의 경우 설정된 토크 값에 따라 스트로크가 전달하는 힘과 속도가 달라진다. 이 모드의 동작특성은 속도모드와 유사하지만 전달되는 질량과 속도가 컨트롤러에 의해 자동으로 결정되기 때문에 전달되는 충격량은 예측하기가 힘들다. 따라서 설정한 토크에 대한 출력을 확인하는 실험을 진행하여 질량과 속도와의 관계를 증명할 필요가 있다.

질량 측정실험은 토크모드를 기반으로 토크 값을 제외한 모든 동작변수를 고정하였으며 실린더 동작중의 ADC값을 측정하여 전압 및 질량 값으로 변환한 후 비교하는 형태로 진행하였다. Fig. 20은 토크 변화에 따른 ADC출력이며 Fig. 21은 토크의 값을 질량으로 변환하기 위한 피팅과정을 나타낸다. 이 실험에서는 SQ값에 따라 각각 100회씩의 ADC출력 값을 측정하여 비교 하였다. 측정된 값들의 평균표준편차는 0.0218로 비교적 일정하게 분포되어 있다. 여기서 ADC값은 인디케이터의 출력전압과 비례하여 출력되는 점을 이용하여 다음과 같이 질량으로 변환할 수 있다.

$$g = \frac{V_{\max} \times D_{adc} \times I_{ran}}{10240} \quad (3.6)$$

V_{\max} : 인디케이터의 최대 출력전압

D_{adc} : 측정된 ADC값

I_{ran} : 인디케이터 최대 측정범위

결과적으로 토크모드에서 SQ값을 질량으로 변환하는 공식은 Fig. 21과 같이 피팅방법을 사용하여 다음과 같은 일차식으로 나타낼 수 있다.

$$G(sq) = p_1sq + p_2 \quad (3.7)$$

$$p_1 = 0.030766$$

$$p_2 = 32.908$$

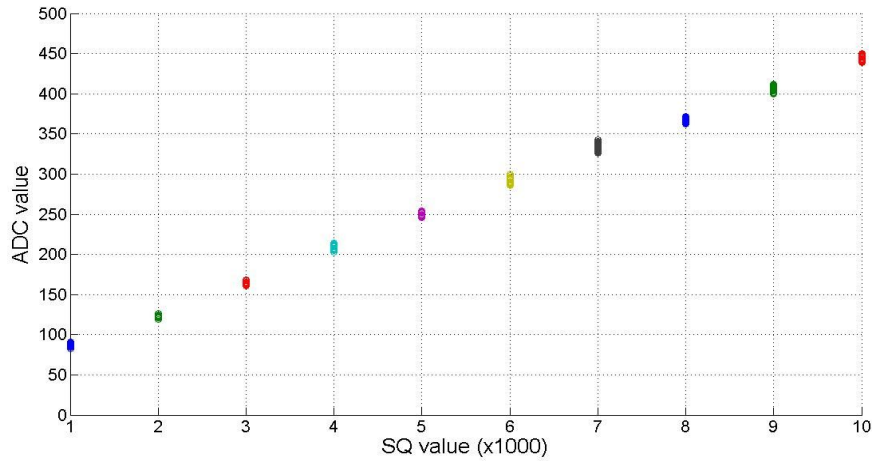


Fig. 20 ADC output for SQ values change

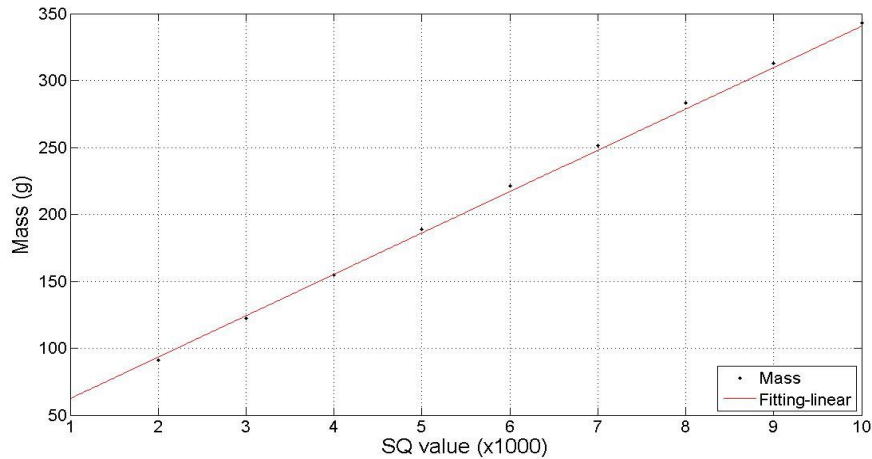


Fig. 21 Basic fitting method for SQ values-Mass experiment

질량 측정실험 결과와 같이 토크모드에서의 질량 값은 토크와 일정한 증가분이 나타난다. 따라서 식(3.6)과 식(3.7)을 통해 ADC값을 질량으로 변환하면 선형 운동량을 측정할 수 있게 된다.

토크모드에서의 속도는 설정된 토크에 의해 자동으로 결정된다. 또한 실린더의 가속도에 의해 불규칙한 속도가 출력 될 수 있으므로 미리 목표속도를 설정하여 충격량을 예측하는 것은 불가능하다. 따라서 토크와 속도출력의 관계를 비교할 수 있는 속도 측정실험이 필요하다. 이 측정실험은 설정된 토크 값을 엔코더 값과 비교하는 방식으로 진행하였다. 측정된 엔코더 값은 식(3.5)을 이용하여

속도로 변환하였으며 설정된 토크 값과 비교함으로써 토크와 속도의 관계를 해석하였다. 이 관계는 질량 변환과정과 같은 실험방식을 통해 변환공식을 구할 수 있었다. Fig. 22는 토크와 속도출력의 관계를 나타내며, Fig. 23은 관계식을 구하기 위한 피팅방법을 보여준다.

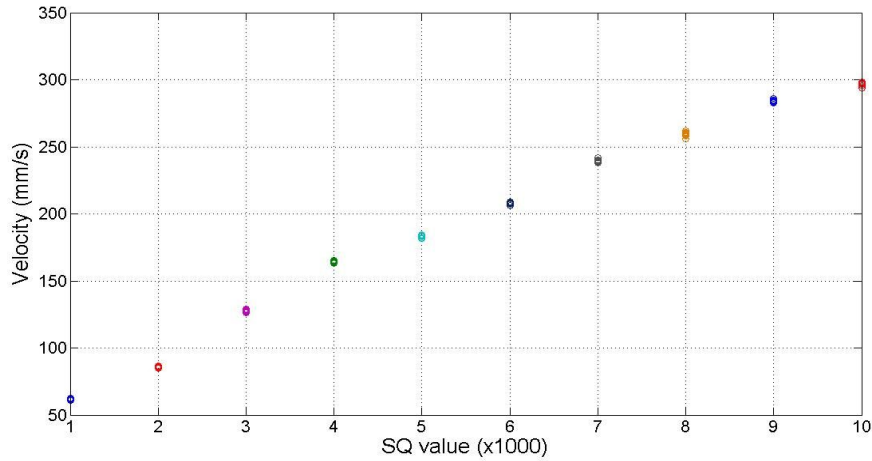


Fig. 22 Velocity for SQ value change

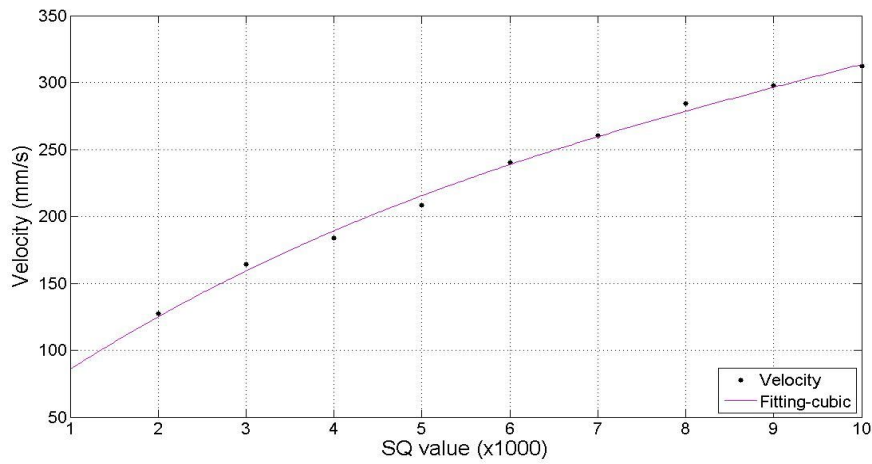


Fig. 23 Basic fitting method for SQ values-velocity experiment

이 실험에서의 설정한 토크 값과 스트로크 속도의 관계는 Fig. 23과 같이 비선형 형태로 나타났다. 이러한 실험 결과만으로는 정확히 속도를 구하기 어렵기 때문에 설정한 SQ값을 속도로 변환해야 한다. 그러므로 토크모드에서의 속도 값은 질량 측정실험과 마찬가지로 피팅방법을 적용하여 다음과 같은 속도 변환공식을 이용하여 구해야 한다.

$$V(sq) = p_1sq^3 + p_2sq^2 + p_3sq + p_4 \quad (3.8)$$

$$p_1 = 1.10342e-10$$

$$p_2 = -3.0775e-6$$

$$p_3 = 0.047682$$

$$p_4 = 41.071$$

2.2.2 압축손상방식 제어

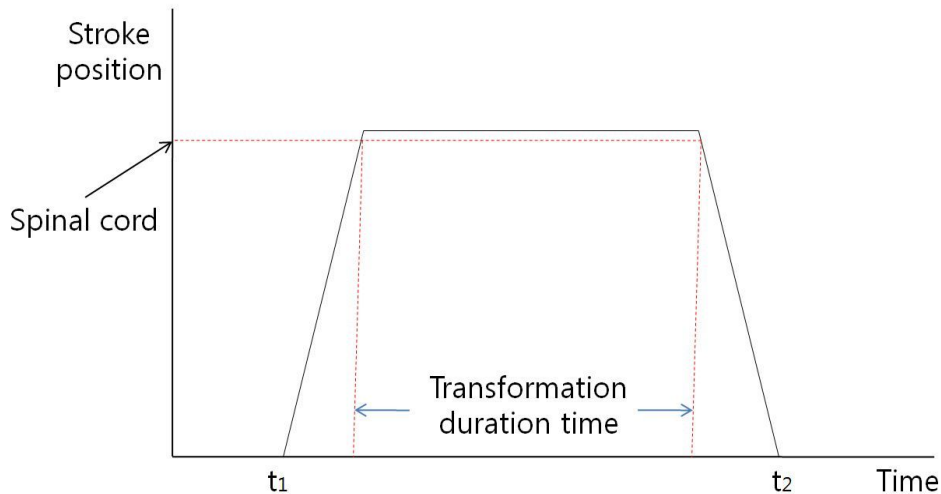


Fig. 24 Stroke trajectory of compression injury method

Fig. 24는 압축손상방식에서의 스트로크 동작 특성을 나타낸다. 압축손상방식은 충격량은 척수에 전달하는 힘과 지속되는 시간에 의해 달라진다. 따라서 전달되는 충격량을 결정하기 위해서는 지속적인 힘을 유지할 수 있는 토크모드나 위치모드를 이용하여 지연시간을 조절해야 한다. 설정하는 지연시간은 충격단이 변형깊이까지 들어간 후 원점으로 복귀 시작하는 시간이 아니라 변형이 지속되는 시간이다. 일반적인 압축손상모델의 경우 전달하는 충격력은 작으나 변형지속시간은 길게 유지한다. 이와 마찬가지로 토크모드를 이용한 압축손상방식에서도 스트로크를 고정할 수 있는 최소한의 토크만 제공하고 지연시간을 제어하였다.

토크모드의 지연시간을 결정하기 위해서는 일정한 속도로 하강하는 충격단이 척수에 닿을 때까지의 시간을 측정하여 실린더의 동작정지시간을 설정해야 한다. Fig. 25는 토크 값의 설정에 따라 충격단이 목표지점에 도착하기 까지 걸리는 시간을 보여준다.

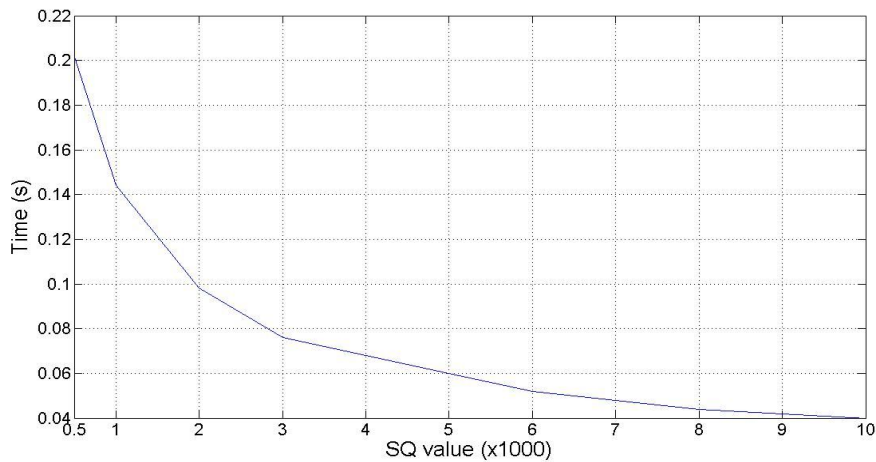


Fig. 25 Turnaround time for SQ value change

Fig. 22와 같이 실린더의 토크가 증가함에 따라 목표지점에 도착하는데 까지 걸리는 시간은 짧아진다. 이 그래프에서는 SQ값이 증가될수록 로그함수의 특성을 나타내는데, 이 이유는 충격단이 대상에 닿는 순간의 속도는 목표지점에 도착하는 시간이 짧을수록 목표속도가 아닌 가속도에 의해 증가되고 있는 시점의 속도이기 때문에 Fig. 22의 속도 출력곡선과 다른 결과를 보여주게 된다. 하지만

압축손상방식의 경우 속도를 최소한으로 제어하게 되므로 타박손상에 의해 전달되는 미세한 충격은 무시할 수 있다. 따라서 실린더의 동작정지시간 T_{dw} 은 속도 출력곡선을 바탕으로 다음과 같이 구하게 된다.

$$T_{dw} = \frac{D_{str}}{V(sq)} \quad (3.9)$$

위 식을 통해 결정된 지연시간을 스트로크의 방향설정 단계 이후로 적용하면 충격 대상에는 변형유지시간만큼의 힘이 전달되므로 식(2.4)을 이용하여 충격량을 측정할 수 있다.

2.3 로드셀 제어

Fig. 26은 실린더 스트로크와 충격단 사이에 장착된 로드셀을 보여준다. RCI 시스템에서 사용된 로드셀은 압축-인장력 측정이 가능한 초소형 제품이며 일반적으로 쓰이는 변위형(물체가 이동하면서 생기는 압력을 측정)이 아닌 변형형(로드셀 자체의 변형으로 생기는 압력을 측정)타입이다. 변형형 로드셀의 특징은 구조가 간단하고 견고하며 진동에 강하기 때문에 충격장치 구성에 적합하다. 로드셀은 충격력을 전기적인 신호로 바꾸어주는 센서이기 때문에 데이터를 얻기 위해서는 독립적으로 제어할 수 없다. 따라서 인디케이터(indicator)와 같은 신호변환 장치와 연결하여 사용해야 한다. 로드셀과 같은 측정센서와 연결하여 사용되는 인디케이터는 저항 및 용량의 변화로 나타나는 센서의 출력신호를 전압이나 전류의 형태로 변환해주며 실제 하중을 표시해주는 계측기이다. RCI에서는 타박손상방식에서 순간적으로 발생하는 힘의 변화를 측정하기 위해 고속으로 전압을 캡처할 수 있는 모델을 선택하였다. 그리고 여기서 출력되는 데이터를 기록하기 위해 AVR과 연결하였다. AVR은 제어프로그램으로부터 기록명령을 받으면 인디케이터의 출력이 버퍼에 저장되며 실린더의 작동이 종료된 후 저장한 데이터를 제어프로그램으로 전송해주는 형태로 제어하였다. Fig. 27은 RCI시스템에서 로드셀 데이터 흐름을 나타낸다.



Fig. 26 Connection of the load cell and stroke

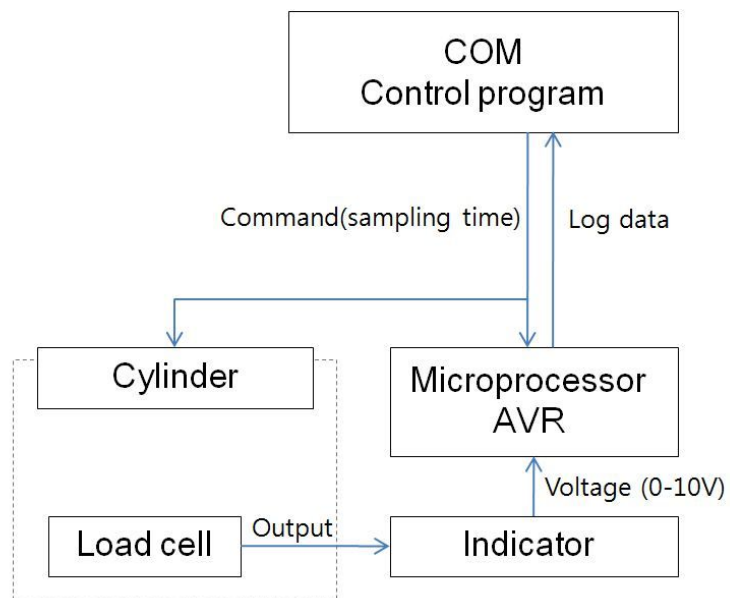


Fig. 27 Data flow diagram of load cell



Fig. 28 Zero point capturing of load cell output

실린더의 스트로크와 충격단 사이에 장착되어있는 로드셀은 충격단의 무게에 의한 인장력을 받는 상태이기 때문에 Fig. 28과 같이 고정된 로드셀에 대한 영점을 조정하였다. 인디케이터와 로드셀 출력의 관계를 설정하게 되면 충격단이 척수에 전달하는 하중만 측정할 수 있게 되지만 실제 가해지는 값과 다른 결과를 표시하게 된다. 따라서 인디케이터의 표시 값을 실제 질량과 같도록 설정하는 작업을 진행하였다. Fig. 29는 인디케이터를 이용하여 분동저울의 질량에 따른 출력 전압을 측정하여 비교한 결과이다.

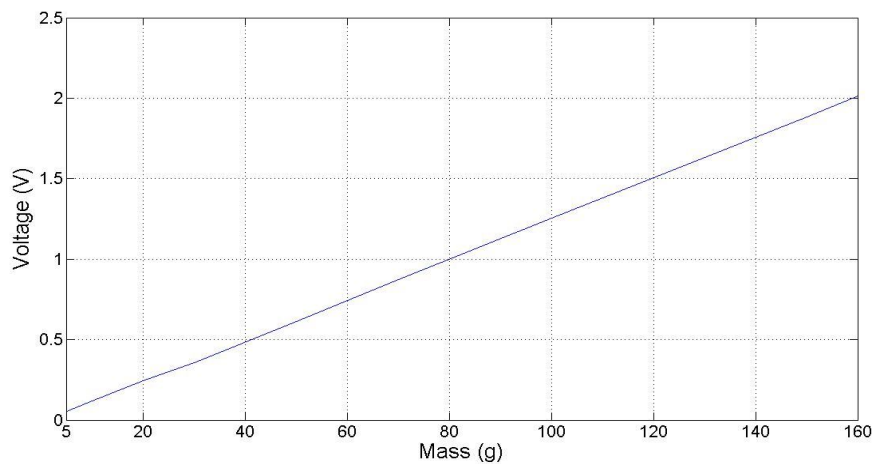


Fig. 29 Indicator output voltage according to mass change

이 실험은 인디케이터와 AVR을 연결하여 출력되는 전압을 ADC값으로 변환하고 각 질량마다 100회씩 측정하는 방식으로 진행하였다. 같은 질량에서 측정된 전압들의 최대 표준편차는 0.0046으로 비교적 안정적인 출력을 나타냈다. 인디케이터에서 출력되는 전압은 설정한 측정범위에 비례하여 결정되기 때문에 Fig. 20의 결과로 보았을 경우 인디케이터의 총 측정범위는 0에서 800g까지 설정되어 있음을 확인할 수 있었다. 이 측정범위는 필요에 따라 변동될 수 있기 때문에 식 (3.6)을 이용하여 질량을 측정해야 한다.

IV. 실험 및 고찰

RCI시스템이 척수손상모델 구현에 적합한지 판단하기 위한 성능실험을 진행하였다. 실험에서 전달되는 충격량은 속도, 토크, 시간의 제어에 따라 달라지기 때문에 제어모드의 특성을 비교하여 적합한 방법을 실험에 적용하기로 하였다.

실린더의 스트로크는 설정된 토크나 가속도 값에 따라 목표속도까지 도달하는 시간이 다르다. 그러므로 모든 실험의 동작 가속도는 중력가속도와 같도록 하였고 실린더의 작동에 관련된 전류이득 및 PID제어수치는 일정하게 고정하였다. 이 실험에서는 충격단이 접촉하게 되는 대상의 재질에 따라 동작에 대한 결과가 다르게 출력될 수 있다. 따라서 모든 실험은 대상이 없는 상태와 대상이 스펀지인 상태로 나누어 진행하였으며 출력된 결과를 바탕으로 구한 충격량을 유사장치의 연구결과와 비교하는 방식으로 진행하였다. Fig. 30-31은 RCI의 스펀지 충격실험과 제어프로그램의 화면을 나타낸다.

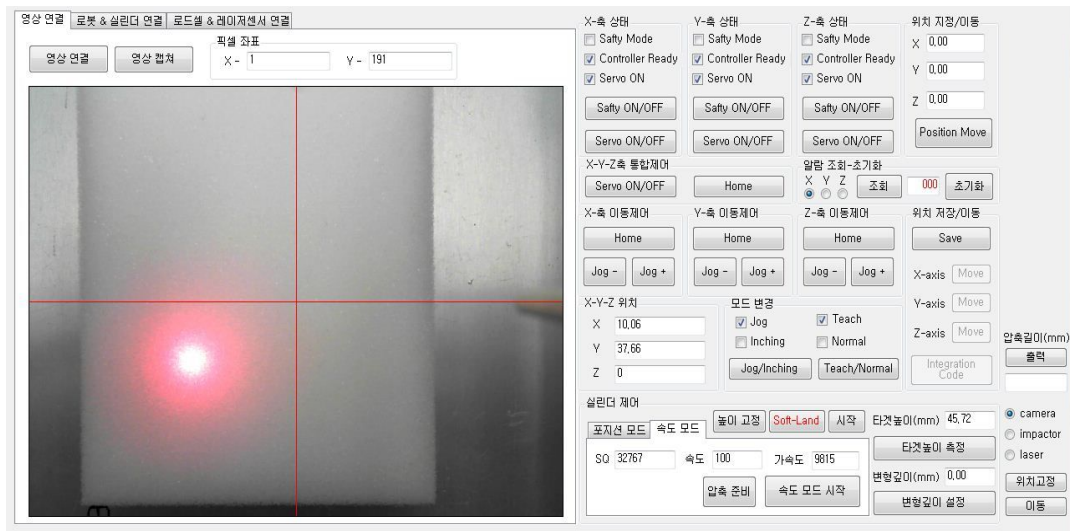


Fig. 30 Screen of RCI control program

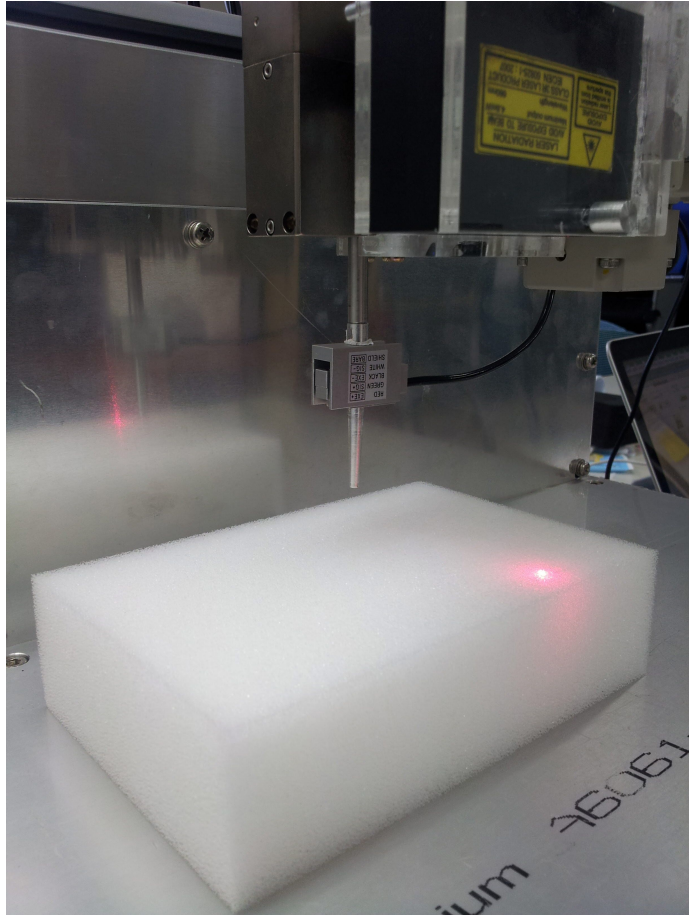


Fig. 31 Sponge impact experiment using RCI

1. RCI 출력특성 실험

스펀지 충격 실험을 진행하기에 앞서 RCI의 출력특성을 이해하기 위해 대상이 없는 상태에서 임팩터의 출력을 측정하였다. Fig.32-33은 충격대상이 없는 상태에서 속도모드의 실린더의 거동을 나타낸다.

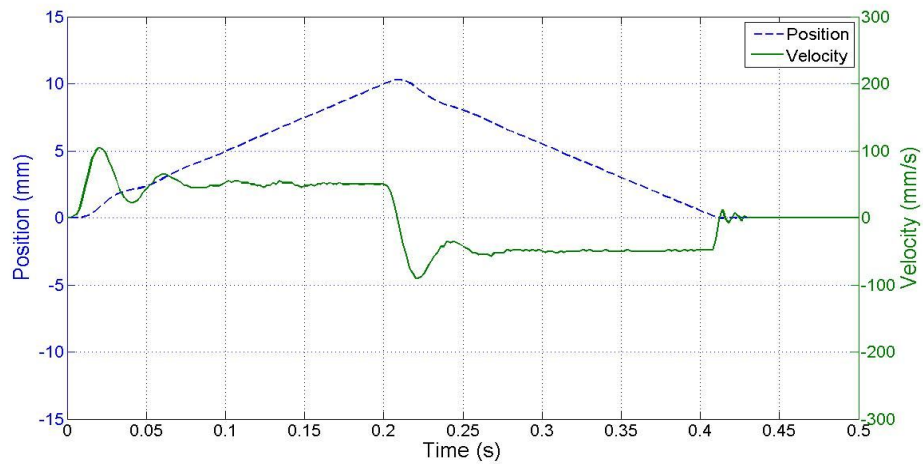


Fig. 32 Impactor behavior of VM at 50mm/s in non-target contusion experiment

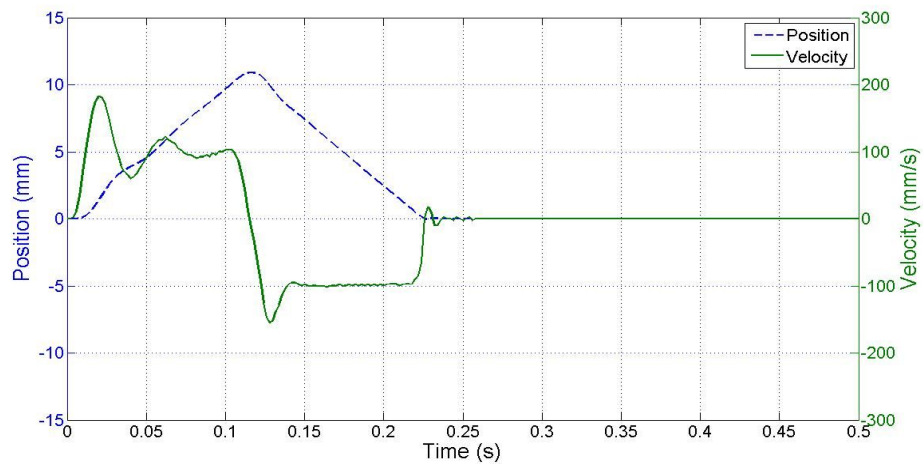


Fig. 33 Impactor behavior of VM at 100mm/s in non-target contusion experiment

속도모드는 실린더 스트로크의 속도만 제어할 수 있기 때문에 타박손상방식에서 속도에 의한 충격을 전달하기에 적합한 제어방식이다. 목표위치는 실린더의 최대스트로크지점까지 도달하는 지연시간을 설정하여 조절하게 되며 모든 실험에서 최대토크, 중력가속도 상태를 동일하게 유지하였다.

속도모드에서 충격단의 거동은 목표속도인 50mm/s, 100mm/s로 비교적 정확하게 작동하였지만 스트로크는 설정된 속도에 의해 관성의 영향을 받게 되며 목표지점으로 지정한 10mm지점으로부터 각각 0.83mm, 1.03mm만큼 벗어나는 결과를 나타냈다. 이와 같은 형태는 추체낙하방식에서 높이에 따라 생기는 관성에 의해 척수 변형깊이와 변형지속시간이 증가하는 현상과 동일하게 볼 수 있다.

토크모드는 같은 타박손상방식을 구현하기에 적합하며 기존의 충격장치와 유사한 방식으로 충격을 전달할 수 있다. SQ값은 실린더의 토크 값이며 이것을 조절함으로써 전달되는 힘의 크기를 조절할 수 있게 된다. 충격대상에 가해지는 힘과 속도는 식(3.7)과 식(3.8)과 같이 엔코더 출력 값을 이용하여 구할 수 있다. Fig. 34-35는 충격대상이 없는 상태에서 토크모드의 실린더의 거동을 나타낸다. 이 결과는 SQ2000, SQ3000값에서 충격단의 위치와 속도를 나타내며 충격단은 10mm지점에서 시작하여 최대스트로크 12.5mm지점까지 작동했을 때 측정된 결과이다.

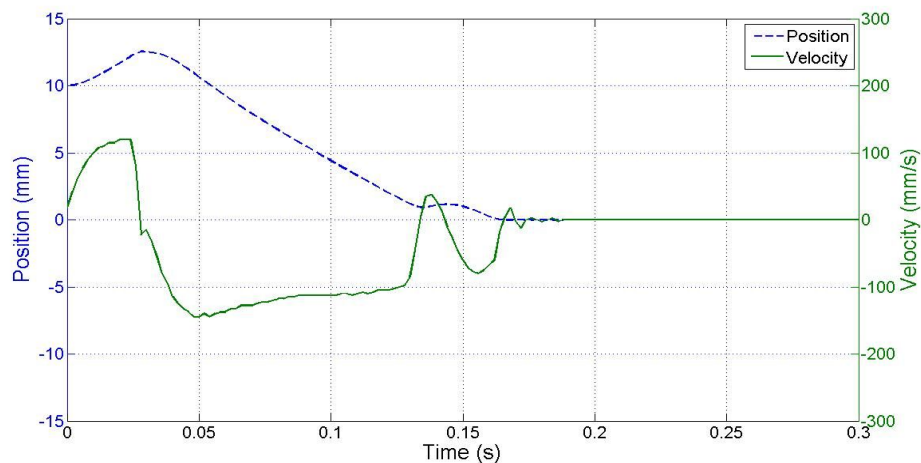


Fig. 34 Impactor behavior of QM at SQ2000 in non-target contusion experiment

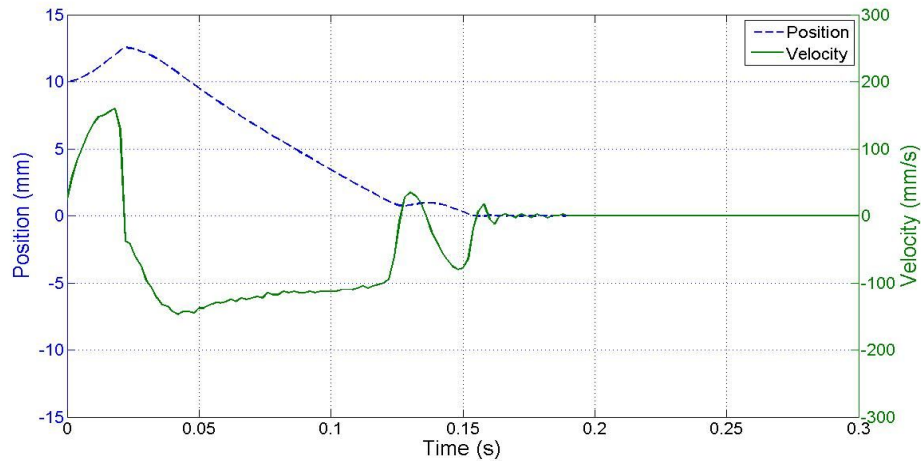


Fig. 35 Impactor behavior of QM at SQ3000
in non-target contusion experiment

속도모드와 토크모드의 동작특성 실험에서 주어지는 위치 및 속도 데이터와 설정된 샘플링 시간의 관계를 이용하면 가속도를 구할 수 있으며 로드셀 출력과 비교하여 충격력과 충격량을 구할 수 있다. 이를 위해 Fig. 35와 같은 실험조건에서 스펀지를 대상으로 충격실험을 진행하였다.

위 실험결과에서 실린더 스트로크의 속도는 충격대상과 접촉하여 원점으로 복귀하는 순간까지 선형적으로 증가하는 것을 볼 수 있다. 실제로 작동이 시작된 후 10ms지점에서 스트로크의 이동속도는 104mm/s로 측정되었으며 가속도로 변환하면 10.4m/s^2 로 계산할 수 있다.

로드셀의 출력은 인디케이터와 AVR을 통해 ADC값으로 출력되므로 식(3.7)을 통해 질량(g)으로 환산할 수 있다. 1dyne의 힘은 1g의 질량을 가진 물체가 1cm/s^2 로 진행하는 힘을 말하며 가속도가 10m/s^2 일 경우 1kdyne으로 나타낼 수 있게 된다. 위의 실험은 10m/s^2 의 가속도에서 실험한 결과이며 실제 출력된 데이터도 그와 같은 결과를 보여준다. 즉, 위와 동일한 가속도 조건에서는 ADC값의 출력을 질량으로 환산할 경우 1g당 1kdyne과 같은 충격력을 전달하게 되는 것이다. 실린더 엔코더와 인디케이터의 샘플링 시간은 2ms이므로 변형지속시간동안 충격력이 이루는 공간의 시간 적분을 이용하여 지속시간동안 전달된 충격량을 정량화 할 수 있었다. Fig. 36은 토크모드에서 가속도 10m/s^2 와 SQ3000조건에서 진행한 스펀지 충격실험에 대한 결과이다.

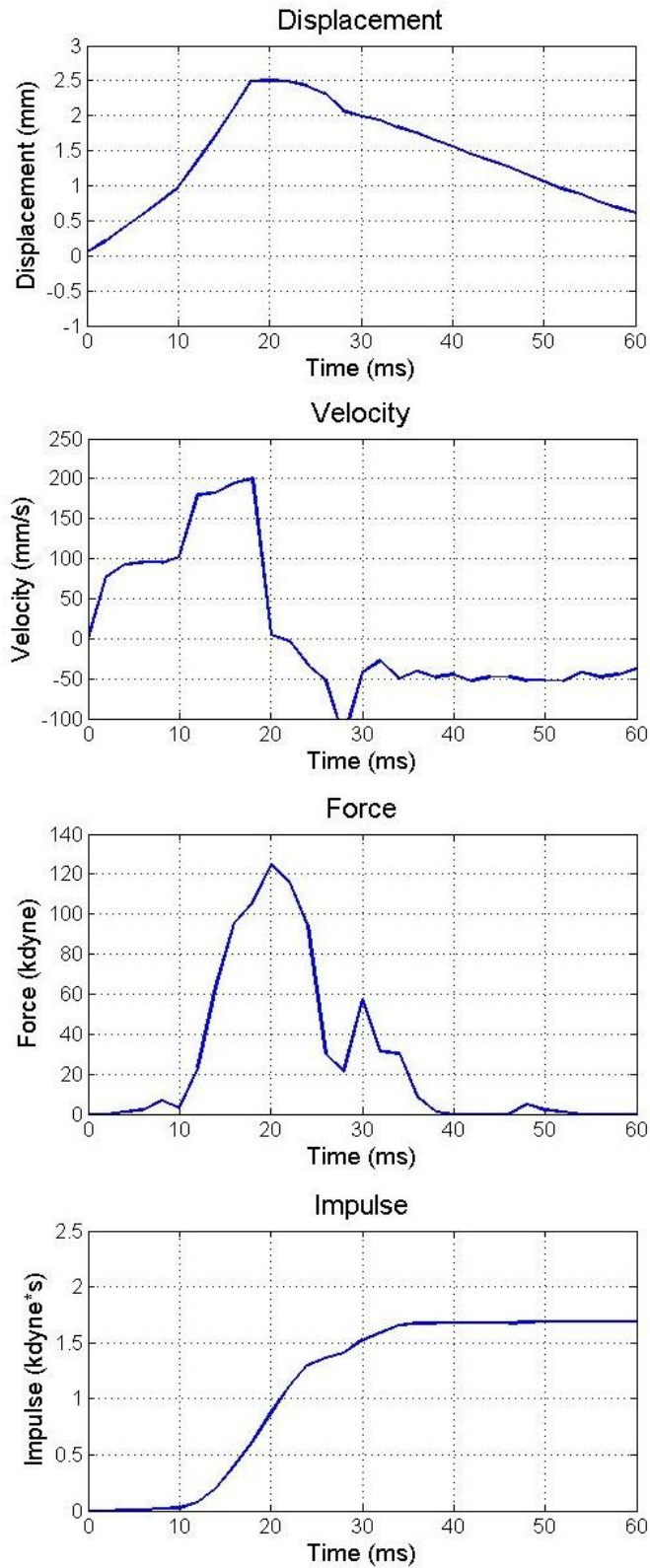


Fig. 36 Output data of sponge impact experiment

2. 척수손상 충격장치 출력특성 비교실험

이 실험은 현재 사용되고 있는 척수충격장치의 출력결과와 RCI의 결과를 비교하여 척수손상 실험모델 생산에 적합성을 판단하기 위한 목적으로 진행하였다. 충격장치의 성능실험은 보통 스펀지를 이용하여 충격실험을 하며 이 실험에서도 다른 충격장치 연구들의 실험결과와 비교할 수 있도록 스펀지를 대상으로 한 충격실험을 진행하였다. 실험과정에서 충격단의 위치, 속도와 전달된 힘의 값을 측정하여 전달된 충격량을 구할 수 있었다.

척수손상 실험모델 생산에 있어 기존의 충격장치와 동일한 기능을 수행하여 재현성 있는 충격량을 전달할 수 있는지 판단하기 위해 IH impactor와 ESCID의 충격실험 결과와 비교하였다. IH impactor는 추체낙하장치를 변형 및 보완한 장치로서 스테핑모터를 사용하여 타박손상형태의 실험동물모델을 생산할 수 있으며 개발된 이후 현재까지 많은 척수손상모델 연구에 사용되고 있는 장치중 하나이다. 이 장치는 설정된 힘에 따라 속도와 시간이 결정되어 충격단의 위치와 힘이 출력된다. 충격이 이루어지는 시간동안 충격단의 이동과 로드셀출력의 시간이 비교적 정확하게 출력되는 장점이 있고 수집된 데이터를 이용하여 전달된 충격량을 계산하게 된다. Fig. 37은 IH impactor의 충격실험 결과를 나타낸다.

ESCID(Electromagnetic Spinal Cord Injury Device)는 오하이오 주립대학에서 디자인한 충격장치이다[18]. 이 장치는 전자기원리를 이용한 스트로크의 상하운동을 이용하여 충격을 가하게 되는 RCI의 임팩터와 유사한 구조를 가진 장치이다. 충격단의 하강운동에서 설정한 힘과 속도에 의해 충격이 가해지며 고정너트에 의해 변형깊이를 설정하게 되는 형태이므로 변형지속시간에 대한 제어는 부족한 면이 있다. 힘과 위치의 출력데이터가 지정된 시간동안 출력되며 이를 분석하여 전달된 충격량을 구하게 된다. 이 실험을 통해 다른 척수손상연구에서 발표된 충격실험 내용과 RCI의 출력 결과를 비교하면 실제 척수손상 실험모델에 적용이 가능한지 판단할 수 있다.

IH impactor의 실험결과 비교를 통해 충격단의 위치데이터와 로드셀의 출력의 정확한 시간측정이 가능한지 확인하고 ESCID에서와 같이 위치, 속도, 힘 데이터를 이용하여 충격량을 정량화하는 방식으로 실험을 진행하였다.

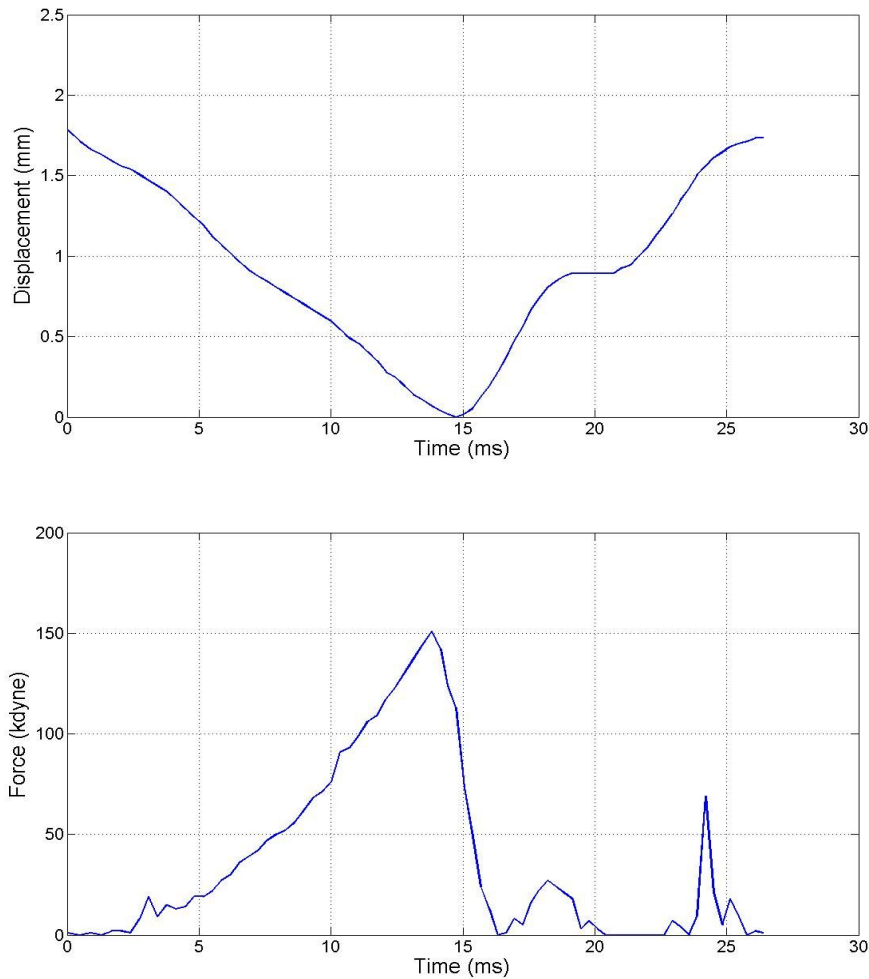


Fig. 37 Output data of experiment using IH impactor
(Force: 150kdyne setting)

충격단이 목표지점에 닿은 이후 지속되는 시간은 충격장치의 종류에 따라 다르게 나타난다. 타박손상방식의 경우 변형유지시간이 수ms에서 수십ms까지 다양하게 출력되며 전달된 충격량에서 차이가 있을 수 있지만 짧은 시간에 힘이 전달되는 형태여야만 한다. Fig. 37에서 변형깊이는 1.2mm이며 접촉된 이후 변형이 지속되는 시간은 약 17.5ms 정도로 나타나는 것을 알 수 있다.

속도모드의 경우 충격대상과의 거리차이에 의해 가속구간이 달라지며, 전달된 충격량의 차이가 생기게 된다. 이러한 이유로 토크의 설정에 따라 일정한 힘을 가할 수 있는 토크모드로 실험을 진행하였으며 충격대상과 1mm-1.5mm의 간격을 유지하여 실험을 진행하였다. Fig. 38-39는 RCI를 이용한 스펀지 충격실험에서 측정된 힘과 위치 데이터를 나타낸다.

이 실험에서 측정된 최대 힘은 SQ3000조건에서 127kdyne, SQ4000조건에서 167kdyne이며 변형유지시간은 25ms로 두 실험에서 동일하다. 충격 지정 위치까지 도달 후 약 4-6ms가 지연되었으며 바로 원점복귀가 이루어짐에 따라 급격한 힘의 감소가 보였다. 실린더의 작동 과정에서 생기는 백그라운드 노이즈 부분을 생략했을 경우 그래프로 유추할 수 있는 변형깊이는 약 1mm정도로 볼 수 있다.

RCI의 충격실험결과 토크모드를 이용한 스펀지 충격실험에 대한 결과는 IH impactor의 실험결과와 유사한 형태로 보였으며 충격이 가해지는 시점과 로드셀 출력 구간은 비교적 일치하는 것으로 판단된다.

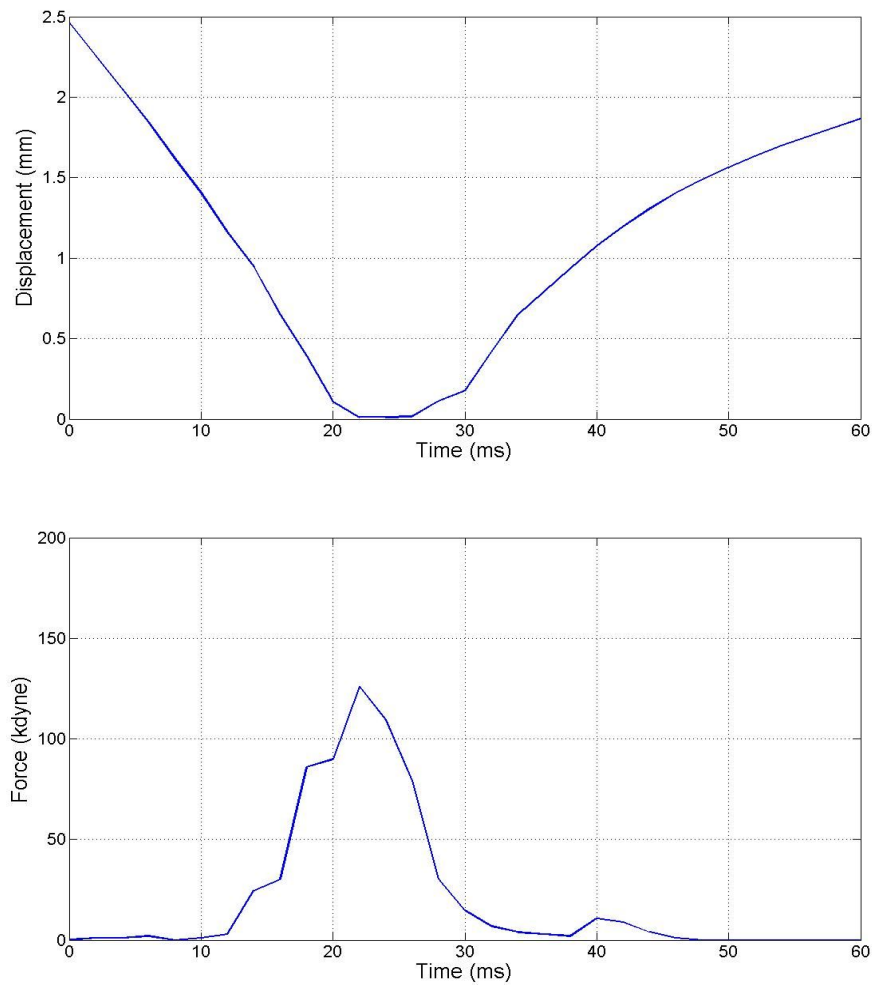


Fig. 38 Experimental data in torque mode(SQ3000).

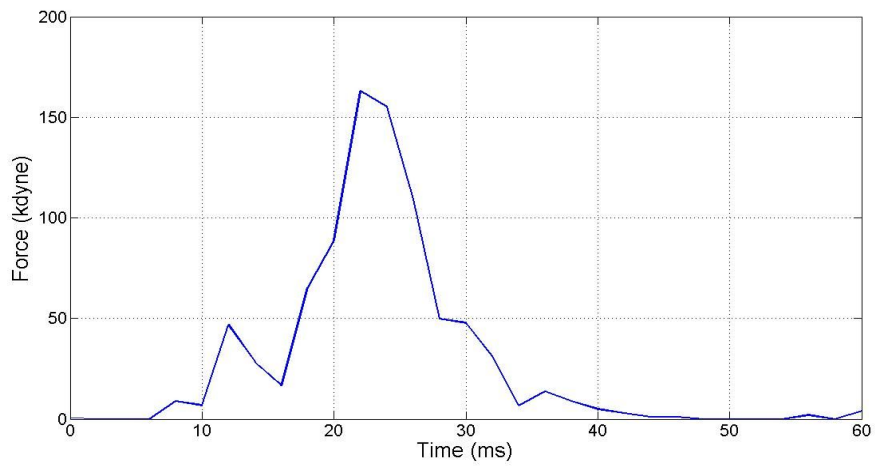
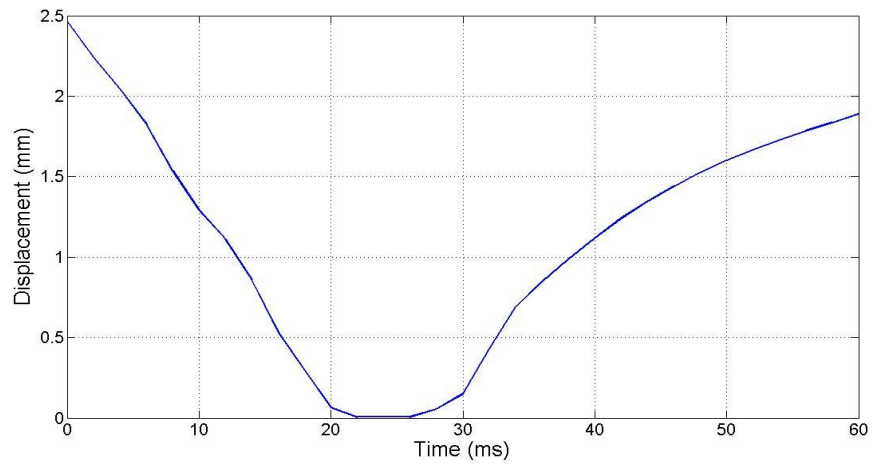


Fig. 39 experimental data in torque mode(SQ4000)

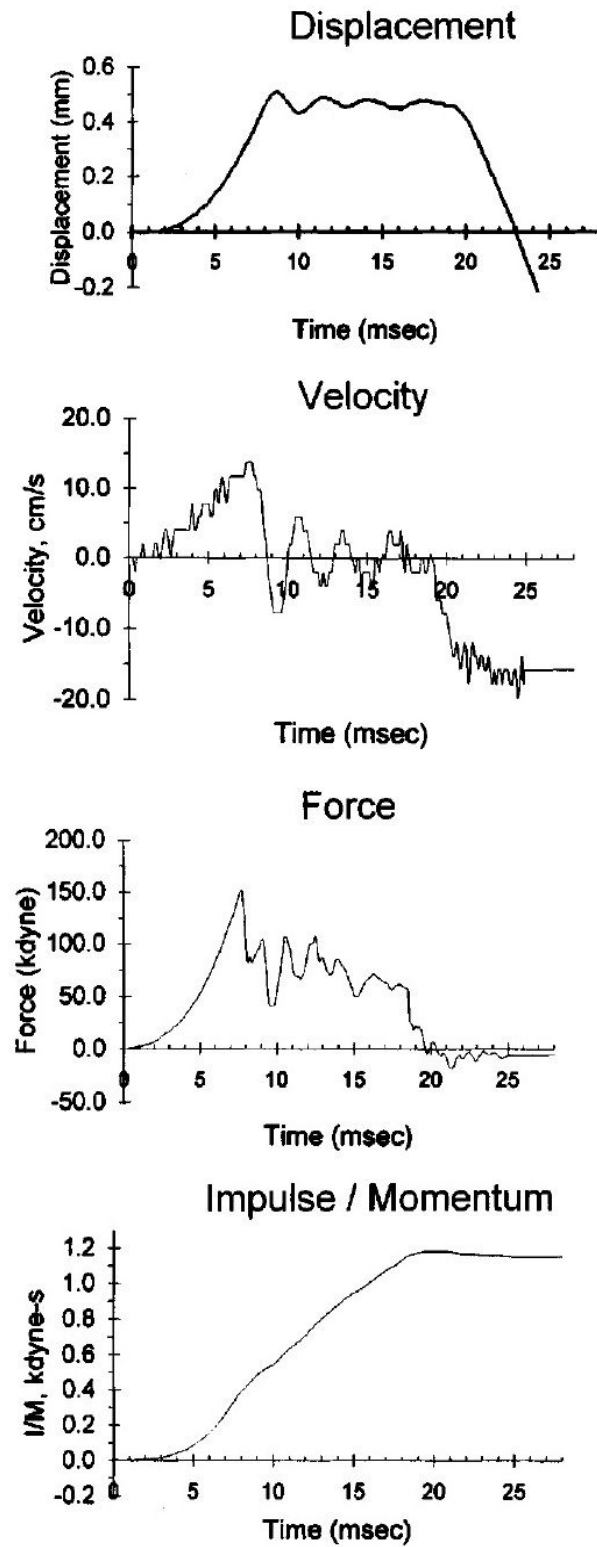


Fig. 40 Output data of experiment using ESCID [18]

Fig. 40은 ESCID를 사용한 충격실험의 데이터를 나타낸다. 충격장치 출력 특성 비교실험은 장치의 작동에 따라 위치, 속도, 힘, 충격량에 대한 데이터를 표현할 수 있다. 실험 과정은 IH impactor의 충격실험과 같이 실험대상과 최대한 근접한 상태에서 충격단의 작동이 시작된다. 다음 ESCID충격실험결과에서 충격단은 충격대상을 기준으로 0.5mm의 변형깊이를 주었으며 지연시간은 약 12ms로 나타났다. 접촉 순간의 속도는 약 130mm/s이며 가해진 최대 힘은 150kdyne으로 추정할 수 있었다. 세 가지의 데이터를 이용하여 정량화 된 충격량은 19ms에서 최대치인 1.2kdyne-s로 나타났다.

출력특성 비교실험에서 속도모드는 충격높이에 따른 재현성의 보장이 힘들기 때문에 이전과 마찬가지로 토크모드로 실험을 진행하게 되었다. 이 실험은 ESCID의 실험결과와 비교를 위해 같은 형태의 실험결과로 나타냈으며, SQ값에 대한 충격량의 차이와 변형깊이에 따른 충격량의 변화를 측정하였다. Fig. 41은 RCI를 이용한 스펀지 충격실험에서 SQ값에 따른 충격변수와 충격량의 변화를 나타낸다.

다음 실험결과는 변형깊이 1mm에서 동일한 가속도로 설정하여 진행한 내용이다. 충격단의 초기 위치는 스펀지 상단 1.5mm지점이며 Fig. 34-35와 같이 토크의 증가에 따라 속도가 빨라지기 때문에 목표점인 2.5mm지점까지 도달하는 시간은 SQ5000의 경우가 더 짧다. 스트로크가 최대에 도달하는 18ms지점에서 전달되는 힘은 SQ3000에서 124kdyne이며 SQ5000조건에서 173kdyne으로 정량화할 수 있었다. ESCID를 이용한 실험결과와 같이 충격단이 원점으로 복귀하는 시간까지 충격량이 증가하는 형태를 잘 보여주며 최종적으로 전달된 충격량은 1.62kdyne과 1.87kdyne으로 측정되었다.

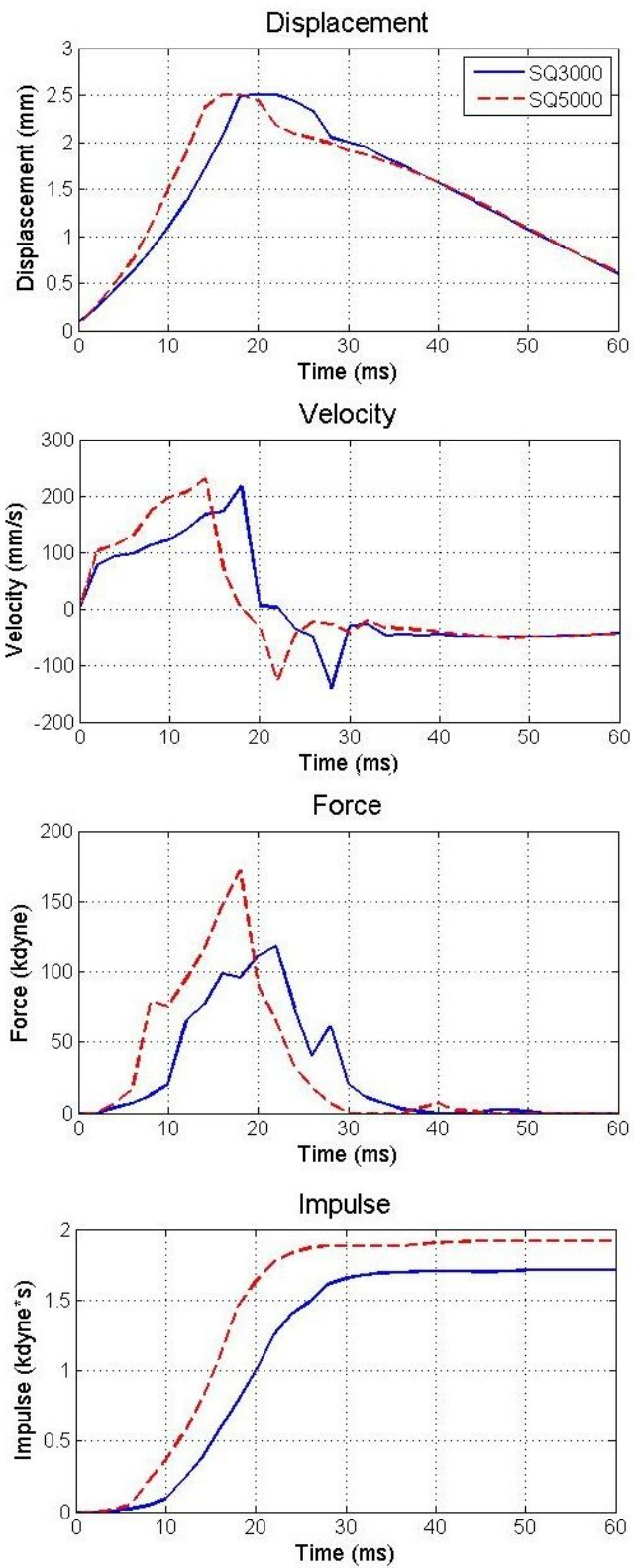


Fig. 41 Experimental data of Impulse for SQ change

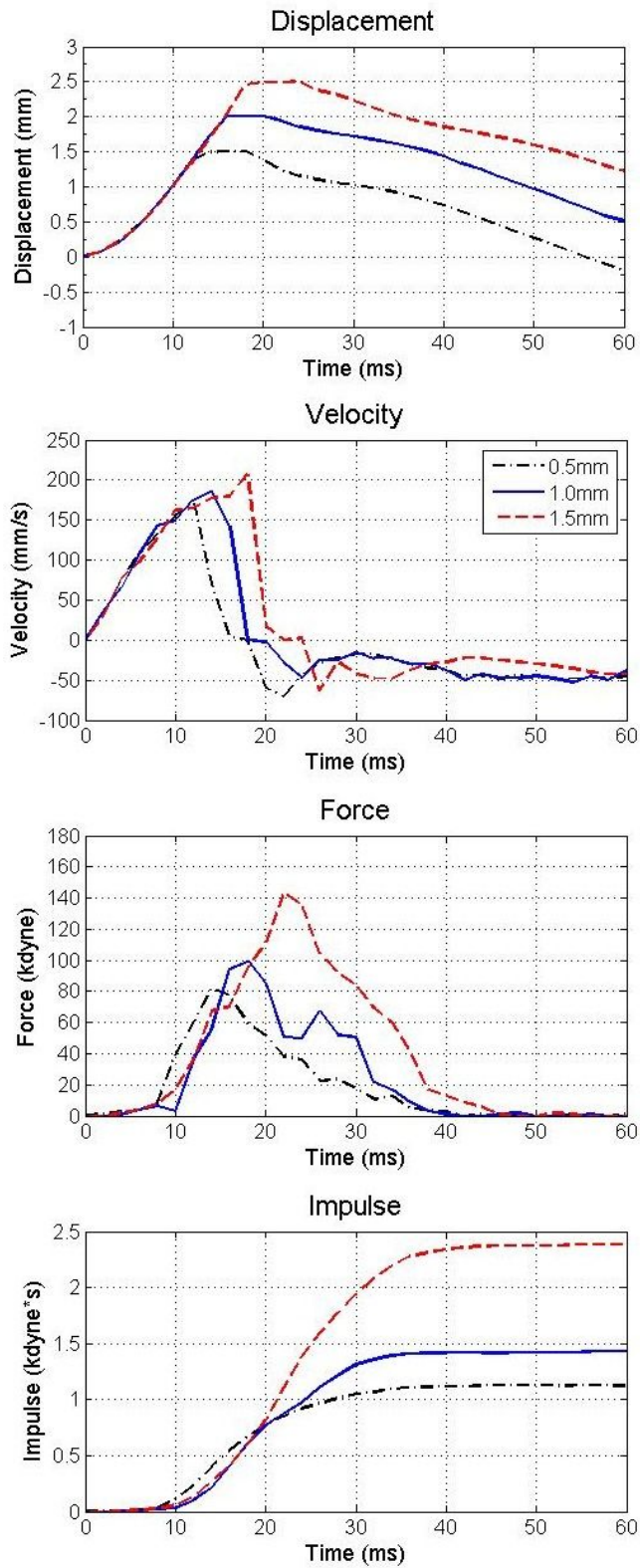


Fig. 42 Experimental data of impulse for transformation depth change

Fig. 42는 SQ4000조건에서 변형깊이를 조절하여 측정된 실험결과이다. 이 실험결과는 실린더 토크의 증가뿐만 아니라 변형깊이가 증가함에 따른 충격량의 변화를 보여준다. 변형깊이는 토크모드와 위치모드를 응용하여 제어하였으며 모든 실험은 변형깊이를 제외하고 동일한 조건에서 진행되었다.

충격단은 대상으로부터 1mm상단 지점에서 시작하여 설정한 변형깊이까지 이동하여 원점으로 복귀하며 변형깊이가 증가함에 따라 충격단의 속도가 증가하는 형태를 볼 수 있다. RCI의 높이제어의 특징은 실린더 스트로크의 위치 제어가 아닌 직교로봇의 Z축 자체를 조절하므로 실험에서는 변형깊이에 관계없이 같은 속도로 접촉하였다. 이 점은 그래프 분석의 편의를 위해 위치 값을 일정량만큼 감소시킨 데이터를 이용하여 속도로 나타낸 결과일 뿐이며 실제 충격속도는 동일하게 나타났다.

힘은 변형깊이가 증가함에 따라 각각 81kdyne, 98kdyne, 143kdyne으로 측정되었고 이 데이터와 변형지속시간을 이용하여 충격량을 정량화 할 수 있다. 변형깊이가 0.5mm일 때 최대충격량은 1.17kdyne-s이며 1mm에서 1.41kdyne으로 계산되었다. 깊이가 1.5mm의 경우 2.38kdyne으로 많은 증가폭을 보이는데, 이것은 스펀지의 압축률이 높아짐에 따라 탄성력이 증가되면서 보이는 형태로 판단된다.

실험결과 기존 충격장치의 동작특성을 나타낼 수 있으며 스트로크 운동에 대한 충격변수를 측정하여 충격량을 정량화 할 수 있었다. 두 가지의 장치를 사용한 연구들과 같이 실제 척수손상 실험을 통해 손상병변과의 관계를 나타내지는 않았지만 기구학적인 특성과 실험방법의 재현이 가능했다.

RCI의 성능실험에서는 기존 장치에 비해 명확한 타박손상형태의 결과를 얻을 수 있었으며 충격량을 결정하는 변형깊이 및 지속시간을 자유롭게 제어할 수 있는 이점을 찾을 수 있었다. 또한 다양한 센서를 이용해 평면 위치와 대상의 높이를 측정하여 실험을 진행한 점으로 보았을 때 비교적 정밀한 충격을 가할 수 있을 것으로 판단되었다.

3. RCI 재현성 실험

기존의 척수손상 연구에서 사용되는 충격장치에서 가장 중요시 되는 점은 장치의 재현성의 문제이다. 두 가지 장치와의 비교실험뿐만 아니라 재현성 실험을 통해 척수손상 실험동물모델 충격장치의 이용 가능성을 판단해야 한다. RCI는 세 가지의 제어모드가 있으며 모드별 특성이 다르기 때문에 실린더와 로드셀, 충격단이 이루는 구조의 재현성을 판단하기 위해서는 각각의 모드에 따른 재현성을 측정할 필요가 있다. 재현성 실험은 이전 실험과 같이 스펀지를 충격대상으로 하였으며 모드별로 다음과 같이 세 가지로 나누어 진행하였다.

속도모드의 경우 실린더의 스트로크가 설정된 속도까지 도달하기 위한 가속 구간이 필요하다. 유사장치 출력비교실험과 같이 충격대상과 근접할 경우 상황에 따라 충격속도가 다르게 나타나게 되므로 실린더 원점을 기준으로 하여 실험하였으며 동일하게 설정된 토크에 목표속도는 50mm/s부터 200mm/s로 나누어 속도에 따른 힘을 측정하였다. Fig. 43은 속도모드에서 속도의 변화에 따라 측정되는 충격량에 대한 재현성 실험결과이다.

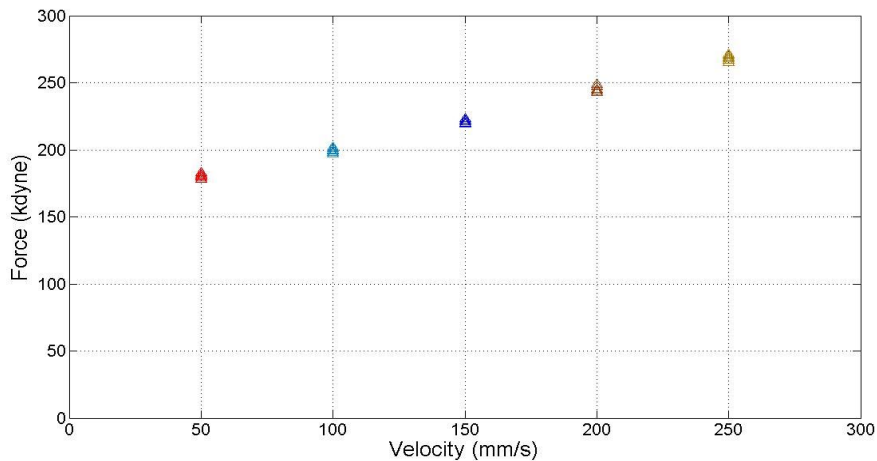


Fig. 43 Reproducibility experiment in VM (velocity 50-250mm/s)

속도모드 실험에서는 속도가 증가함에 따라 충격대상에 전달되는 충격력이 일정비율로 증가하는 것을 보여준다. 속도모드 특성에서 생기는 관성에 의한 변형깊이를 고려하여 최대 스트로크지점까지 닿을 수 있는 지연시간을 따로 설정해서 실험한 결과이다. 로드셀에서 측정된 데이터의 평균표준편차는 1.866kdyne이며 충격량에 미치는 영향은 0.0037kdyne-s로 나타낼 수 있으며 힘이 짧은 시간동안 전달되는 타박손상으로 보았을 때 재현성이 높게 나타나는 것으로 평가될 수 있다.

위치모드는 정확한 변형깊이의 제어가 가능한 장점이 있으며 설정한 목표속도로 도달할 수 있다. 이 모드에서의 토크 값은 스트로크의 위치 고정과 목표속도가 얼마나 정확하고 빠르게 도달하는지에 관여하기 때문에 실제 전달되는 힘으로 판단하기가 어렵다. 하지만 SQ값이 증가함에 따라 스트로크의 속도가 증가하게 되므로 그에 기인하는 충격력은 증가되는 것이 당연하다. 이 실험은 변형깊이와 최대 속도를 일정하게 설정하였으며 SQ값의 변화(3000-10000)에 대한 힘을 측정하였다. Fig. 44는 위치모드에서 SQ값의 변화에 따라 측정되는 충격량에 대한 재현성 실험결과이다.

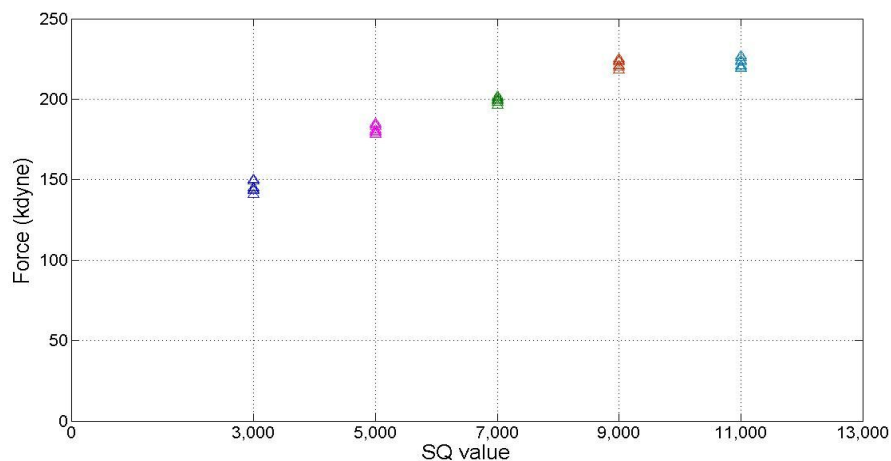


Fig. 44 Reproducibility experiment in PM (torque 3000-13000)

위치모드는 속도와 위치에 대한 제어가 가능하나 이 모드에서 토크 값은 스트로크가 설정된 최대속도 및 가속도에 의해 목표위치까지 도달하는 작동의 정확성을 결정하는 요인이므로 충격력의 증가폭은 예측하기가 힘들다.

토크모드를 이용한 실험은 유사장치 출력비교실험과 동일한 방식으로 진행하였다. SQ값에 따른 위치모드와의 차이점을 분석하기 위해 동일한 토크 조건에서 실험을 진행하였다. 재현성 실험은 동일한 조건하에서 각각의 제어모드별로 10회씩 진행하여 전달되는 힘을 측정하였다. 토크모드와 위치모드의 경우 실린더와 스트로크, 로드셀이 이루는 구조 자체의 상하운동이 가능하도록 기본적인 토크를 제공해야하므로 SQ3000값 이상부터 실험을 진행하였다.

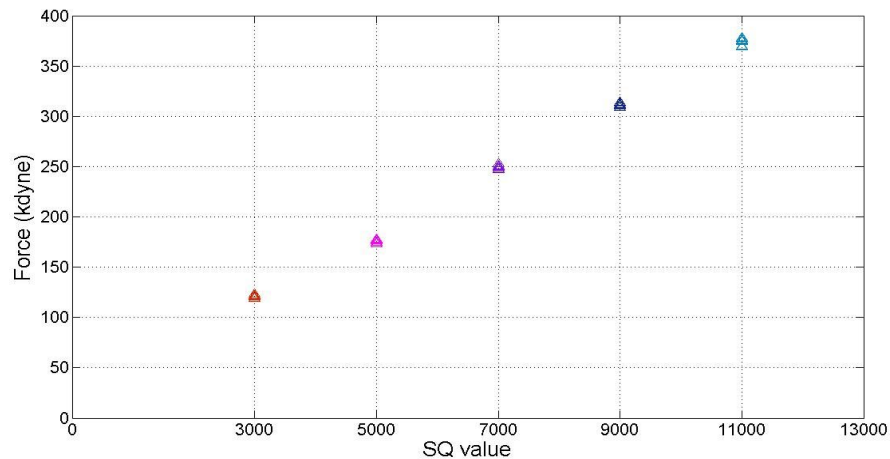


Fig. 45 Reproducibility experiment in QM (torque 3000-13000)

Fig. 45는 토크모드에서 SQ값의 변화에 따라 측정되는 충격량에 대한 재현성 실험결과이다. 이 실험에서는 토크 값의 증가에 따른 일정한 충격량의 증가 폭을 볼 수 있으며 다른 제어모드에 비해 안정적인 출력을 보여주었다. 이 실험은 유사장치 출력특성 비교실험과 같은 충격실험에 의한 결과로 스트로크의 이동시간이 짧음에도 불구하고 실린더 토크에 의한 충격력의 조절이 가능한 것으로 판단할 수 있다. 실험 결과 SQ값에 대한 충격력의 증가는 SQ3000에서 평균 124.6kdyne이며 SQ5000에서 평균 184.9kdyne으로 식(3.7)을 통한 이론적인 충격량과 매우 유사한 결과를 보여주었다.

이러한 재현성 실험 중에서 SQ값에 의해 충격력 결정이 가능한 제어모드는 위치모드와 토크모드이므로 이 두 가지 모드를 비교하여 적합성을 판단할 필요가 있다. Fig. 46은 위치모드와 토크모드에서 SQ값에 대해 출력되는 힘에 대한 표준편차 그래프이다.

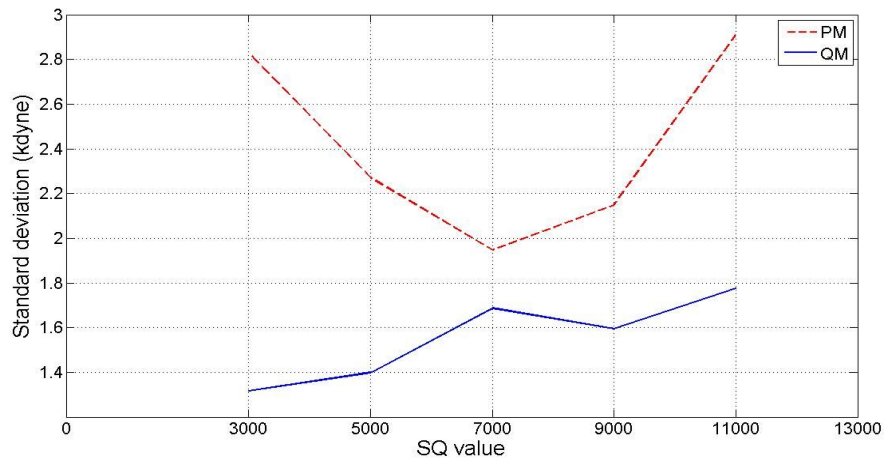


Fig. 46 Standard deviation of force output vs. SQ value

속도모드의 경우는 스트로크의 속도가 커짐에 따라 전달되는 충격력이 증가하기 때문에 실린더 토크와 충격력의 관계를 비교하기가 부적합하다. 위치모드는 속도모드와 같은 원리지만 미리 설정한 최대속도의 변화폭을 조절하여 충격력을 어느 정도 결정할 수 있게 되므로 토크모드와의 재현성 비교가 가능하다.

위치모드의 실험결과에서 평균표준편차는 2.426kdyne으로 짧은 시간동안 이루어지는 타박손상방식의 경우에는 토크모드에 비해 충격량에 대한 오차가 발생하는 것으로 판단할 수 있다. 이러한 편차가 충격량에 미치는 영향은 2ms의 샘플링 시간당 0.0048kdyne-s이다. 토크모드에서 측정된 충격력의 평균표준편차는 1.554kdyne이며 샘플링 시간을 기준으로 0.0031kdyne-s로 계산 되었다. RCI 시스템의 경우 변형지속시간은 평균 27ms이며 재현성 실험의 충격력의 오차와 비교하였을 때 총 전달되는 충격량의 오차는 위치모드에서 0.1296kdyne-s, 토크모드는 0.0837kdyne-s가 발생하게 된다.

이러한 재현성 실험결과 세 가지 제어방식 중에서 토크모드가 충격력에 대한 재현성이 가장 우수하기 때문에 타박손상방식으로 응용하여 충격량을 정량화할 수 있을 것으로 판단할 수 있었다. 토크모드는 일정한 토크로 고정하여 변형지속시간에 대한 충격량을 정량화하는 압축손상방식이 적합한 것으로 판단된다.

4. 실험적 고찰

이 실험은 척수손상에 대한 연구를 위해 재현성이 높은 충격기능을 갖춘 장치를 개발하고 여러 실험과정을 통해 척수손상 실험모델 생산에 적합성을 파악하기 위한 목적으로 진행하였다. 임팩터 출력실험에서는 제어모드에 따른 동작특성을 파악할 수 있었으며 이러한 결과를 바탕으로 IH impactor와 ESCID를 이용한 연구의 실험결과와 비교실험을 진행함으로써 충격실험에 적합한 제어모드를 찾고자 하였다.

충격력을 변화시키는 요인은 실린더 토크, 속도, 위치의 값이며 이것을 제어하는 방식은 각각 토크모드, 속도모드, 위치모드가 있다. 이러한 제어모드들은 모두 일반적인 타박손상 형태로 제어가 가능했지만 기존의 충격장치들의 실험을 재현하기 위해 토크모드로 실험을 진행하였다. 그 결과 IH impactor의 실험을 재현할 수 있었으며 ESCID실험과 유사한 형태의 데이터를 얻을 수 있었다. 또한 동일한 조건하에서 실린더 토크와 변형깊이를 변화시켜 실험을 진행하여 충격량을 구하였다.

토크모드 실험에서 실제 충격대상에 전달되는 힘은 계산에 따른 충격력과 유사한 결과를 나타냈다. 변형깊이 1mm에서 SQ3000에 대한 계산적인 충격량은 125.206kdyne으로 충격실험 Fig. 41의 결과와 비교했을 경우 재현성 실험을 통해 구한 평균표준편차범위 내의 결과를 얻을 수 있었다. 속도모드로 같은 방식으로 실험할 경우 충격대상과의 거리에 따라 속도의 차이가 심하게 나타나게 되므로 같은 결과를 얻지는 못했을 것이다. 위치모드는 일정한 힘을 전달하는 것은 가능하지만 토크에 대한 충격력의 변화가 불규칙하기 때문에 고정적인 힘과 시간의 변화로 충격량을 조절하는 압축손상방식이 적당할 것으로 생각된다.

결과적으로 RCI는 동작 반복성이 뛰어난 임팩터와 직교로봇을 이용하여 기존 충격장치의 기능적인 측면을 재현할 수 있었다. 하지만 충격장치의 재현성을 위해 구조적인 정밀함에 치중하여 실제 척수손상실험 과정이 복잡하고 공간의 제약이 생기게 되므로 추후 지속되는 연구를 통해 이러한 문제점을 해결해야할 것으로 판단된다.

V. 결론

본 논문에서는 척수손상 실험동물모델의 재현성 향상을 위한 충격장치를 개발하여 타박손상 및 압축손상 충격실험을 통해 동작특성을 확인하고 현재 사용되고 있는 대표적인 척수손상 충격장치들의 실험결과와 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 영상과 거리 센서를 충격장치에 응용하여 정확한 충격대상의 공간좌표를 얻어냄으로써 기존의 충격장치에 비해 정확한 충격위치를 선정할 수 있었다.
- 충격량을 결정하는 충격변수의 설정이 가능하고 동작 반복성이 뛰어난 임팩터를 이용함으로써 재현성을 확보한 척수손상 형태를 구현할 수 있으며, 척수손상 실험동물모델 생산과정에서 얻어지는 정보를 바탕으로 충격량을 정량화할 수 있었다.
- 기존의 척수손상 충격장치는 충격대상과 최대한 근접한 상태에서 짧은 시간동안 충격력을 전달하고 원점으로 복귀하는 토크 타박손상방식으로 충격력과 변형지속시간에 의해 선형충격량이 결정된다. 그러나 가속 구간을 갖는 속도 타박손상방식은 질량과 속도에 의해 선형운동량(=선형충격량)이 결정되므로 새로운 실험동물모델에 대한 기준이 필요하다.
- 위치 압축손상방식의 경우, 위치 및 속도의 제어가 가능하고 변형깊이에 대한 정확한 제어가 가능한 이점이 있으므로 기본 토크로 설정하여 일정한 충격력을 유지하면서 변형지속시간을 제어하는 방식으로 채택한 새로운 척수압축 손상장치로 활용할 수 있다.
- 토크 타박손상방식은 임팩터의 토크 값에 비례하여 충격력이 선형적으로 증가하는 결과로부터 속도 타박손상방식과 위치 압축손상방식에 비해 재현성이 뛰어나 실제 척수손상 실험동물모델 생산에 적합한 것으로 판단된다.
- 속도 타박손상방식, 토크 타박손상방식, 위치 압축손상방식 실험에서 얻어

진 해석적인 결과로부터 현재 개발되어 활용되고 있는 모든 척수손상 실험동물모델 생산을 할 수 있는 장치로 RCI가 널리 활용될 것으로 기대된다.

본 논문의 연구 결과가 척수손상 실험동물모델 생산에 실제로 적용되기 위해서는 다음의 문제점에 대한 연구가 선행될 필요가 있다.

- RCI는 현재 실험동물을 고정하는 장치를 탑재하고 있지 않아 충격대상에 대한 측정결과가 실험동물의 호흡과 미세한 운동으로 인해 오차가 발생할 우려가 있으므로 기존의 척수손상 충격장치와 유사한 실험동물 고정장치에 대하여 고려할 필요가 있다.
- RCI는 유사장치들에 비해 구조적인 크기가 크다는 단점을 극복하여 실험공간에 제약을 해결할 필요가 있다.
- 본 논문에서는 실험동물모델 생산과정을 모델화한 스펀지를 대상으로 한 실험결과를 제시하였다. RCI의 우수성을 확보하기 위해서는 본 논문에서 제시한 실험방법을 적용하여 실제 실험동물모델을 생산하고 실험동물의 해부학적·운동학적 결과를 통해 재현성을 확보할 필요가 있다.
- 실험동물모델을 통한 척수손상 해석이 대부분 실험동물의 해부학적·운동학적으로만 이루어지고 있는 이유는 지금까지 척수손상에 대해 생리학적인 물리량의 정량화를 통한 공학적인 모델에 대한 연구가 진행되어 있지 않기 때문이다. 예측 가능한 척수손상 실험모델 생산과 융·복합 척수손상 연구를 위해서는 공학적인 측면에서 척수손상 모델을 확립할 필요가 있다.

참고 문헌

- [1] 정세정, 이배환. 척수 손상의 치료에 관한 전통의학 및 대체 의학적 접근, 응용미약자기에너지학회지. 2005, 3(1):12-16.
- [2] Ackery A, Tator C, Krassioukov A. A global perspective on spinal cord injury epidemiology. J Neurotrauma. 2004, 21(10):1355-1370.
- [3] Wyndaele M, Wyndaele JJ. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey?. Spinal Cord, 2006, 44:523-529.
- [4] 김상림, 정광훈, 이광복. 인간 단뇌 세포에서 분화된 신경줄기세포를 이용한 백서의 척수 재생. 대한정형외과학회지, 2007, 42(3):324-331.
- [5] 서태범, 오명진, 강형숙, 윤진환. 척수손상 쥐의 축삭 재생과 기능적 회복에 관한 운동재활의 역할. 2010, 6(4):169-177.
- [6] Basso, D.M., Beattie, M.S., and Bresnahan. J.C. Graded histological and locomotor outcomes after spinal cord contusion using the NYU weight-drop device versus transection, Exp Neurol, 1996, 139:244-256.
- [7] 여상준. 백서에서 공기충격장치를 이용한 단계별 척수손상모델. 중앙대학교 박사학위논문. 2004.
- [8] Sang Jun Yeo, Sung Nam Hwang, Seung Won Park, Young Baeg Kim, Byung Kook Min, Jeong Taik Kwon and Jong Sik Suk. Development of a Rat model of graded contusive spinal cord injury using a pneumatic impact device. J Korean Med Sci, 2004, 19:574-580.
- [9] Peter C. Poon, Dimpy Gupta, Molly S. Shoichet. Clip compression model is useful for thoracic spinal cord injuries. Spine, 2007, 32(25):2853-2859.
- [10] Jae Hoon Lee, Development of an improved canine model of percutaneous spinal cord compression injury by balloon catheter. Ph.D dissertation, Konkuk University, 2007.

- [11] Ji Hey Lim, Chang Su Jung, Ye Eun Byeon, Wan Hee Kim, Jung Hee Yoon, Kyung Sun Kang and Oh Kyeong Kweon. Establishment of a canine spinal cord injury model induced by epidural balloon compression. *J Vet. Sci*, 2007, 8(1):89-94.
- [12] Andrew R. Blight. Animal model of spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 2000, 6(2):1-13.
- [13] Bedford, Fowler. "Engineering mechanics dynamics". Pearson Prentice Hall, 2005.
- [14] Wise Young. Spinal cord contusion models. *Progress in Brain Research*, 2002, 137:231-255.
- [15] Gustavo Bispo dos Santos, et al. Spinal cord injury experimental model and motion evaluation protocol in wistar rats. *Acta Ortop Bras*, 2011, 19(2):97-91.
- [16] Stephen W. Scheff, Isabella Fugaccia, et al. Experimental modeling of spinal cord injury: Characterization of a force-defined injury device. *J Neurotrauma*, 2003 20(2):179-193.
- [17] 최석민 외 9인. 개량형 피질충격모델의 개발(제 1부: 역학). *J Korean Neurosurg Soc*, 2002, 32:29-34.
- [18] Stokes. B,T., Jakeman. L.B.. Experimental modeling of human spinal cord injury: a model that crosses the species barrier and mimics the spectrum of human cytopathology. *Spinal Cord*, 2002, 40:101-109.

감사의 글

대학원에 입학한지 엇그제 같은데 제 연구의 내용을 이렇게 정리하고 나서 보니 2년이라는 시간이 저에게 정말 빠르기만 합니다. 그동안 이곳 WBML실험실에서 좋은 인연을 만나 함께 지내며 즐거웠던 기억들과 인생의 큰 가르침을 얻을 수 있었던 시간들을 추억으로 간직하기에는 너무나 아쉽게만 느껴집니다. 지나온 시간들을 작은 결실로써 마무리하게 되는 지금, 항상 부족했던 저에게 많은 가르침과 뜻깊은 시간을 보내게 해주셨던 소중한 분들에게 감사의 마음을 전하고자 합니다.

대학원 생활을 해오며 많은 가르침을 주시고 격려해주신 강철웅 교수님께 먼저 진심어린 감사의 마음을 전하고 싶습니다. 그리고 제 연구에 대한 많은 관심을 가져주시고 조언해주신 심기범 교수님과 친형과도 같은 따스함으로 대해주시며 올바른 연구의 방법을 지도해주신 고석준 교수님께 진심으로 감사의 뜻을 전합니다. 또한 지금까지 저에게 많은 가르침을 주신 메카트로닉스공학과와 여러 교수님들께도 깊은 감사의 마음을 전합니다.

지나온 시간동안 힘들고 지칠 때마다 항상 옆에서 힘이 되어주고 아낌없이 응원해준 소중한 친구들 정환, 석준, 진현, 형남에게 진심으로 고마움의 뜻을 전합니다. 학부생일 때부터 오늘까지 동고동락했던 WBML실험실의 상섭, 근현을 비롯하여 나의 동생들인 래운, 승우, 무준, 성록에게도 고마움의 뜻을 전합니다. 또한 옆에서 많은 격려를 해준 용환형, 지식을 주고받는 동생 정훈에게 고맙다는 말을 하고 싶습니다.

끝으로 항상 누구보다 저를 먼저 위해주고 아껴주는 하나뿐인 형에게 깊은 감사의 마음을 전하고, 제가 오늘에 있기까지 끝없는 사랑으로 보살펴주시고 항상 지켜봐주신 아버지, 어머니께.. 진심으로 존경하고 사랑한다는 말과 함께 머리 숙여 감사의 마음을 전합니다.

2012년 12월 양 정 규