

논문 2013-08-08

휠체어 탑승 장애인을 위한 이동형 체중측정 자동화 장치 개발

(Development of the Portable Weighing Scale
Automatic Device for Disabled Wheelchair Users)

장경배*, 이경완, 구도훈

(Kyung-Bae Jang, Kyeong-Wan Lee, Do-Hoon Koo)

Abstract : Wheelchair users have a difficulty in managing their weight because there is lack of measure systems and even though the users have the system, it costs too much. Thus, purpose of this study is for developing the portable weight scale automatic device to help wheelchair users by monitoring their weight on the wheelchairs in real time. Portable weight scale automatic device composed by four strain gauges, and the device was connected with mobile phone so that wheelchair users were able to check their weight in real time. In order to evaluate the device performance, 10 normal subjects and 10 disabled subjects participated in this study. The subjects' truth weight and measured weight by the device are compared. The weigh difference within normal subjects was 0.75 ± 0.80 kg, and the weigh difference within disabled subjects was 1.02 ± 0.74 kg. Difference between the truth weigh and the measured weigh were not statistically different. The reason for this error occurred is inaccuracy of the loadcell installation and calibration. If this problems get solved, the measured indicator is expected to help wheelchair users to manage their weight.

Keywords : Weighing scale, Disability, Health indicators, Development of assistance device

I. 서론

우리나라의 비만율은 꾸준히 높아져 왔다 [1]. 그중 장애인은 높은 비만율이 지속적으로 보고되고 있는 비만 위험군이다 [2]. 김성수 등 [3]의 연구에 의하면, 신체활동이 많은 척수장애인의 평균 체지방률은 일반인의 평균 체지방률보다 높게 나타났으며, 좌식 생활을 하는 운동 비참여 척수장애인의 평균 체지방률이 일반인의 좌식생활자들의 평균 체지방률보다 현저하게 높다고 보고하였다. 따라서 하

지마비 척수장애인들의 비만도는 일반인보다 매우 높은 경향으로 나타나고 있다는 것을 알 수 있다.

척수장애인의 체지방 증가는 비만과 대사질환으로 신체활동을 효율적으로 수행할 수 없을 뿐만 아니라 심장질환, 동맥경화, 고혈압, 뇌졸중, 당뇨병 등과 같은 순환계 퇴행성 질환 발생률이 일반인보다도 높은 수준이며, 이와 더불어 성인병 발생도 증가 추세를 보이고 있다 [4]. 그리고 척수장애인의 66% 이상이 과체중 혹은 비만으로 나타나 일반인의 비만문제보다 심각한 수준이다 [5, 6].

외국의 연구에 따르면 신체적 장애가 있는 사람이 비장애인보다 약 1.2~3.9배 이상 비만 발생률이 높은 것으로 보고되고 있으며, 비장애인의 비만율은 23%인 반면, 장애인의 비만율은 30%에 이르고 있음을 보고하고 있다. 특히 이러한 장애인의 높은 비만율은 고도 비만에서 더욱 두드러지며, 지속적으로 상승하는 경향을 보인다 [7, 8]. 장애인은 건강에서 취약한 부분이 존재하여 비장애인들보다

* Corresponding Author (kbjang@korea.kr)

Received: 11 Sep. 2012, Revised: 08 Oct. 2012,

Accepted: 02 Nov. 2012.

K.B. Jang, K.W. Lee, D.H. Koo: National Rehabilitation Center Research Institute

※ 본 논문은 국립재활원의 내부연구사업(과제번호:09-A-02, 12-A-03)으로 수행되었음

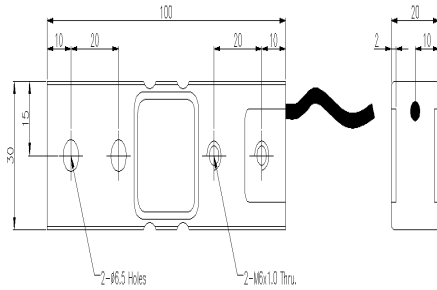


그림 1. 전방 로드셀(BCWH-100LF)
Fig. 1 Fore Loadcell

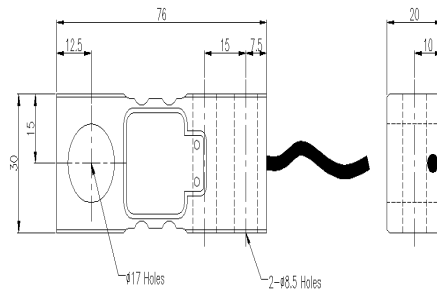


그림 2. 후방 로드셀(BCWH-100LR)
Fig. 2 Rare Loadcell

더 많은 건강문제에 직면한다 [9, 10]. 취약한 건강 상태로 말미암아 고혈압, 당뇨병과 같은 만성질환 유병률이 높으며 [11], 이차적인 기능장애로 이어지는 경향이 있다는 점에서 장애인 건강의 주요 위협요인인 비만을 예방하기 위해서는 지속적인 체중 측정과 관리가 중요하다.

이에 국외의 경우에는 장애인들에 대한 복지와 지원이 잘되어 있는 편이어서 장애인의 체중측정이 가능한 재활보조기구 등에 대한 개발이 이루어지고 있다 [12, 13]. 하지만 이 제품들은 일정 장소에 고정 설치하는 방식이므로 접근성과 효율성이 떨어진다.

장애인들이 자신의 건강상태를 확인하기 위하여 자신의 혈압(68%)을 가장 많이 알기 원했고, 두 번째로 체중(65%)을 알기 원하는 것으로 조사되었다 [14]. 그러나 국내에서는 장애인들을 위한 체중측정 장비에 관한 전문생산 및 개발업체 또한 거의 전무한 실정이고, 장애 발생 후 신체기능 및 건강행태의 변화로 인한 체중증가 등 비만에 관한 연구 또한 찾아보기 어렵다 [15]. 현재 시판중인 장애인을 위한 플랫폼 형태의 휠체어저울이나 침대저울이 있지만 개인이 구입하기에는 가격이 비싸며(150~



그림 3. 실하중 200kgf TEST
Fig. 3 Test of 200kgf Loading



그림 4. BCWH Series 전용 TEST JIG와 Agilent 34420A 계측기

Fig. 4 BCWH Series Test JIG(Left) and Agilent 34420A Measuring Instrument

2000만원) 장애인들의 체중관리에 대한 인식이 적어 보건소나 병원에서조차 이러한 장비가 없어 체중측정을 통한 비만예방과 관리에는 여러 가지 어려움이 존재한다 [1]. 이는 건강관리에 기본이 되는 체중조차 몸이 불편한 장애인들로서는 측정하기 어렵다는 것을 단적으로 보여주고 있다.

따라서 본 연구는 비교적 가격이 저렴하여 쉽게 구입할 수 있고, 몸이 불편한 장애인들이 휠체어를 착용한 상태로 언제 어디서나 체중을 모니터링 할 수 있는 휠체어 기반 이동형 체중측정 자동화 장치를 개발하는데 그 목적이 있다.

II. 체중측정 자동화 장치 개발

1. 체중측정 자동화 장치 구성과 원리

휠체어의 앞바퀴와 뒷바퀴에 장착할 전방 로드셀(그림 1)과 후방 로드셀(그림 2)은 성능이 우수한 로드셀을 선정하기 위하여 그림 3과 같은 하중 인가 시험을 거쳐 선별 하였다. 로드셀의 하중인가 부분에 loading JIG를 체결한 후 그림 3의 분동을 이용하여 하중을 인가하도록 하였다.

표 1. 로드셀 테스트 결과
Table 1. Loadcell Test

Model	No.	Zero	R.O	Input Resistance(Ω)	Output Resistance(Ω)	Linearity (% R.O.)	Hysteresis (% R.O.)	Combined Error (% R.O.)
BCWH-100LF	1	0.00737	2.00158	408.82	352.30	0.025	0.016	0.025
	2	0.01012	2.00635	409.48	352.63	0.018	0.021	0.021
	3	0.00840	2.00022	410.10	352.12	0.015	0.005	0.015
BCWH-100LR	4	0.00452	1.50333	431.96	352.12	0.009	0.030	0.030
	5	0.00351	1.49987	436.30	353.33	0.023	0.024	0.024
	6	0.00550	1.50162	434.80	355.51	0.011	0.023	0.023



그림 5. 로드셀 휠체어 설치 위치
Fig. 5 Location of Loadcell Installation

장비의 25kgf 분동 4개를 차례로 내려 25, 50, 75kgf의 구간에 대한 로드셀 출력 값을 그림 4의 agilent 34420A로 저장하고, 저장된 출력 값 데이터를 계산하여 로드셀의 특성을 산출하여 표 1에 나타내었다. 그 결과 성능이 우수하다고 판단되는 2, 3, 5, 6번의 로드셀을 그림 5와 같이 장착하였다.

2. Controller의 구성과 원리

휠체어 스케일을 구성하는 controller는 크게 무게 값을 전송해주는 transmitter와 전송된 무게 값을 표현해 주는 receiver로 구성되어 있고, controller를 구성하는 장비의 특성은 표 2와 같다.

2.1 Transmitter Block Diagram

로드셀은 하중값을 측정하여 mV/V 값으로 변환하여 준다. mV/V 값으로 입력된 신호를

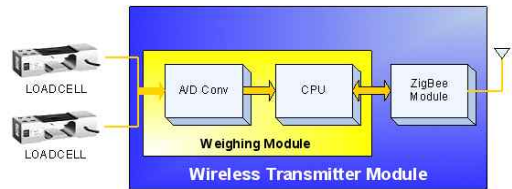


그림 6. 앞바퀴 및 뒷바퀴 측정 전송기
Fig. 6 Fore and Rare Wheel Transmitter

weighing module에서 digital 값으로 변환 후 무게값(kg)으로 표현해 준다. 그림 6과 같이 zigbee module은 무선통신 수단으로 2.4GHz 대역의 주파수에서 통신이 이루어지도록 한다.

2.2 Transmitter & Weighing Module Diagram

무게를 측정하고 전송해주는 transmitter는 크게 앞바퀴에 인가되는 무게를 측정하는 것과 뒷바퀴에 인가되는 무게를 측정하는 것으로 2개가 구성되어 있다. 각 로드셀 무게 값을 WTM에서 합산하여 주며, 이를 A/D 컨버터로 전송하고, A/D 컨버터에서 합산된 mV/V값을 digital 값으로 변환하여 이를 CPU에 전송한다. CPU에서 변환된 데이터를 무게값(kg)으로 한번 더 변환한 후에 zigbee module(무선)로 전송하면 zigbee module에서 무선 data를 출력한다.

2.3 Receiver Block Diagram

그림 7은 수신기의 도식도를 나타낸 그림이다. 그림 7에서 보는 바와 같이 transmitter에서

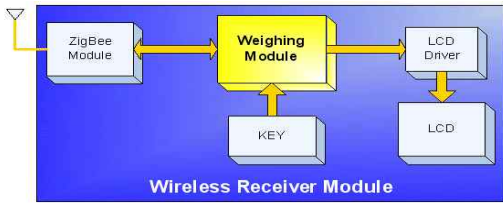


그림 7. 수신기의 도식도

Fig. 7 Receiver Block Diagram

출력한 무선 data(무게 값)를 receiver의 zigbee module이 입력 받아 weighing module로 자료를 전송하고, weighing module은 전송된 자료의 깨짐은 없는지 확인한 후, 현재 상태와 무게 값을 LCD driver로 전송해 준다. LCD driver는 입력된 값을 현재 장착된 LCD 구조에 맞게 변환한 후 자료를 전송하고, LCD는 자료를 통해 현재 무게 값을 확인할 수 있도록 한다.

3. 휠체어스케일의 체중측정 원리

장애인의 체중측정을 목적으로 하며, 휠체어 바퀴에 로드셀을 장착하여 무게를 측정하는 방식으로 구성되어 있다. 일반적으로 로드셀의 하중범위는 센서의 개수와 최대하중에 의해 결정되며 식 (1)의 공식에 따라 로드셀의 측정범위를 결정할 수 있다.

$$L \geq ((F1 \times W1 + W2) \times F2 \times F3) / N \quad (1)$$

- F1 : 충격계수(1.2)
- F2 : 하중편심계수(1.2)
- F3 : 하중불균형 계수(1.2)
- W1 : 부가하중(측정할 대상물의 최대 하중)
- W2 : 초기하중(자중, 저울 자체 무게)
- N : 사용할 로드셀 개수

3.1 체중측정 원리

일반체중계와 같은 원리로 몸무게 측정은 4개의 로드셀에서 측정되는 신호의 평균을 계산하고 이 값을 몸무게로 환산하여 식 (2)와 같이 나타내었다.

$$Weight = \frac{1}{4}(L_a + L_b + L_c + L_d) \quad (2)$$

로드셀에서 측정된 신호는 A/D 컨버터를 통해 아날로그 신호를 디지털로 변환하게 되고 마이크로프로세서에 입력된 체중측정 알고리즘을 통해 필터링, 정지 상태 인식, 체중계산을 수행하도록 하였다. 측정된 몸무게는 전용

표 2. 시스템 특성
Table 2. System specification

Loadcell	BCWH-100LR, BCWH-100LF
Loadcell 인가 전압	DC 5V
입력 감도	0.2uV/D
A/D 변환속도	Max 80 times/sec
Receiver Display	6Digit LCD
Communication	Zigbee
Key	Zero, Tare, Mode, Power
Power	7.2V Battery (AA Size 1.2V * 6)
Operate Temp	-10℃ ~ 40℃

단말기로 전송되어 실시간으로 확인할 수 있으며 데이터 저장을 통해서 자신의 과거 몸무게와의 비교가 가능하도록 하였다.

III. 체중측정 자동화 장치 유효성 평가 방법

1. 실험 참가자

실험은 개발된 장치의 유효성을 평가하기 위해 평소 휠체어에서 생활을 하는 장애인 10명과 비장애인 10명을 대상으로 진행하였다.

2. 측정도구

본 연구에서 그림 8과 같이 이미 개발된 이동형 체중측정 자동화 장치와 모바일 장치를 사용하였다. 이동형 체중측정 자동화 장치로부터 얻은 체중 자료는 모바일 장치로 보낸 후, 모바일 장치 화면에 나타난 자료를 수집하였다. 수집된 자료는 Microsoft Excel 2007을 사용하여 분석하였다.

3. 자료수집

장애인의 다양한 자세에 대한 체중측정 자동화 장치의 유효성을 확인하기 위해 장애인과 비장애인 각 10명씩을 대상으로 체중을 측정하였다. 피험자들의 실제 체중과 개발된 장치를 통해 측정된 체중의 차이를 계산하여 장치의 유효성 검사를 하였다.

피험자들은 휠체어에 편안한 자세로 앉아서 5초간체중을 측정하였다. 수집된 자료의 평균을 계산하여 체중측정 결과를 산출하였다. 이때, 비장애인



그림 8 단말기 및 이동형 체중측정 장치의 휠체어와 제어장치

Fig. 8. Mobile device(Left), Wheelchair(Right), and Controller(Bottom)

의 경우 체중계를 이용하여 실험자의 실제 몸무게를 측정하였고, 장애인의 경우에는 실험자가 휠체어 상태에서의 무게를 측정 한 후 휠체어의 무게를 제외하여 실제 체중을 측정하였다.

4. 통계처리

각 피험자들은 5초간 1회 체중을 측정하였으며, 수집된 체중 자료의 평균값을 구하였다. 실제 체중과 측정 장치를 통해 측정된 체중의 유효성 검사를 하기 위하여 대응표본 t검증을 유의수준 .05에서 실시하였다.

5. 유효성 평가 결과

체중측정 실험결과 피험자들의 실제체중과 측정 장치를 통해 측정된 체중의 차이가 표 3과 같이 약 0.75±0.80kg, 장애인의 경우 1.02±0.74kg이 나타났다.

장애인과 비장애인의 체중측정 자료는 표 4에 나타났다. 장애인과 비장애인을 대상으로 실제체중과 측정 체중을 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 따라서 본 체중측정 자동화 장치에 의하여 측정된 체중은 실제 체중을 설명할 수 있다고 사료된다.

IV. 결 론

본 연구의 목적은 이동형 체중측정 자동화 장치를 개발함으로써 휠체어 탑승 장애인과 같은 중증 장애인들의 체중 조절을 통해 그들의 건강을 지키

표3. 실제중과 측정체중의 차이 비교

Table 3. Difference between true weigh and measured weigh

	N	Mean±SD
비장애인	10	0.75±0.80
장애인	10	1.02±0.74

표 4. 실제중과 측정체중의 차이 검증

Table 4. Verification between true weigh and measured weigh

(단위 : kg)

	구분	N	Mean±SD	t	P
비장애인	실체중	10	74.70±10.08	.725	.487
	측정체중	10	74.45±9.18		
장애인	실체중	10	66.03±9.46	.804	.442
	측정체중	10	66.35±9.36		

는데 도움을 주는 것이다. 본 연구에서는 체중측정을 위해 strain gauge 방식의 하드웨어와 소프트웨어를 개발하였고, 그림 9와 같이 저가로 장애인 개인별로 소지할 수 있도록 개발하였다.

개발된 체중측정 장치를 장애인과 비장애인 각각 10명씩을 대상으로 체중을 측정하여 성능 검사를 실시하였다. 체중측정 실험결과 표 3과 같이 비장애인의 경우 앉은 자세에 따른 측정오차가 약 0.75±0.80kg, 장애인의 경우 약 1.02±0.74kg이 나타났는데, 장애인과 비장애인의 자료 차이는 장애인의 경우 자세 유동성이 비장애인보다 크기 때문에 체중측정 시 오차가 조금 더 크게 나타난 것으로 보인다.

본 연구에서 개발된 체중측정 자동화 장치는 휠체어에서 생활하는 장애인들이 저렴하면서도 쉽고, 빠르게 자신의 체중을 측정·관리를 가능하도록 하였다. 따라서 앞으로 개발 발전되는 미래형 휠체어에 본 장치가 설치된다면 휠체어 사용자들에게 생리학적 정보를 전달함으로써 그들의 건강관리에 도움이 될 것으로 사료된다.

본 연구에서 제시한 결론들을 바탕으로 다음과 같은 논의를 해보고자 한다.

첫째, 장애인과 비장애인의 측정오차가 나타났다. 이는 장애인의 경우 정자세를 유지하는 것이



그림 9. 이동형 체중측정 자동화장치로 실제 측정하는 모습

Fig. 9 Measuring the subject's weigh

어렵고, 자세 유동성이 크기 때문에 측정오차가 나타났다. 그밖에 로드셀의 장착 또는 calibration 등의 문제를 해결하여 측정 오차를 줄일 수 있도록 할 것이다.

둘째, 본 연구는 장애인과 비장애인 각각 10명을 대상으로 성능 검사를 실시하였다. 따라서 본 연구의 결과를 아무런 제한 없이 일반화시키는 것은 무리가 있으므로 차후 연구를 통해 더 많은 장애인과 비장애인을 대상으로 성능을 증명하는 것이 필요하다.

마지막으로 현재 장애인의 특징과 능력이 모두 다르므로 실험결과를 토대로 장애인의 특성을 고려한 체중측정 알고리즘 구현을 통하여 체중측정 오차 개선 필요하다.

참고문헌

- [1] Ministry of Health & welfare, "Investment of status of people with disability in 2008," Korea Institute for Health and Social Affairs Political Report, 2009.
- [2] Ministry of Health & welfare, "national nutrition survey in 2010," National Nutrition Report , 2010.
- [3] S.S. Kim, B.G. Hwang, T.S. Kim, C.I. Lee, J.S. Yang, D.H. Lee, "The Comparison of Segmental Body Composition and Bone Mineral Density in Spinal Cord-injured and Non-injured

Control Subjects," Journal of Adapted Physical Activity & Exercise, Vol. 11, No. 1, pp.29-43, 2003 (in Korean).

- [4] L. Valent, A. Dallemijer, H. Houdijk, E. Talsm, V.D.L. Woude, "The effects of upper body exercise on the physical capacity of people with a spinal cord injury: A systematic review," Clinical Rehabilitation, Vol. 21, No. 4, pp.315-330, 2007.
- [5] S. Rajan, M.J. McNeely, C., Warms, B. Goldstein, "Clinical assessment and management of obesity in individuals with spinal cord injury: A review," Journal of Spinal Cord Injury, Vol. 31, No. 4, pp.361-372, 2008.
- [6] I.A. Kim, D.M. Kim, M.K. Han, "Effects of Physical Activity Participation and Sedentary Life Style on Obesity in Individuals with Spinal Cord Injury," Journal of Adapted Physical Activity & Exercise, Vol. 18, No. 1, pp.67-77, 2010 (in Korean).
- [7] R. Bruffaerts, K. Demyttenaere, G. Vilagut, M. Martinez, A. Bonnewyn, R.D. Graaf, J.M. Haro, S. Bernert, M.C. Angermeyer, T. Brugha, C. Roick, J. Alonso, "The relation between body mass index, mental health, and functional disability: a European population perspective," Canadian Journal of Psychiatry, Vol. 53, No. 10, pp.679-88, 2008.
- [8] A.D. Jalpa, P. Daniel, W.C. Virginia, "Prevalence and trends in obesity among aged and disabled U.S. Medicare beneficiaries," Health Affairs, Vol. 26, No. 4, pp.1111-1117, 2007.
- [9] G. Dejong, "An overview of the problem: primary care for people with disabilities supplement: introduction," American Journal Physical Medicine Rehabilitation, Vol. 6, No. 3, pp.S2-S8, 1997.
- [10] M.E. Diab, M.V. Johnston, "Relationships between level of disability and receipt of preventive health services," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 85, No. 5, pp.749-757, 2004.
- [11] H.O. Kim, K.H. Joung, "A Study on the Needs of Health & Community Services Among the

Disabled at Home in Rural Areas,” Journal of Korean Academy of Community Health Nursing, Vol. 18, No. 3, 2007 (in Korean).

[12] <http://www.unersalscale.com>

[13] <http://www.detecto.com/physicians.htm>

[14] M.K. Kim, G.C. Lee, “Weight reduction dieting survey and satisfaction degree and diet related knowledge among adult women by age,” Journal of the Korean Society of Food Science and Nutrition, Vol. 35, No. 5, pp 572-582, 2008.

[15] M.K. Oh, “Differences in obesity rates between people with and without disability and its affecting factors : a nationwide population study in south Korea,” Thesis of Master degree, Seoul National University, 2011.

저 자 소 개

장경배



2006년 고려대학교 전기 공학과 공학박사.

2008년 현대모비스 선임 연구원.

현재, 보건복지부 국립재활원 재활연구소 연구관.

관심분야 : 재활보조기술, 이동보조기술, 장애인 건강관리기술.

Email : kbjang@korea.kr

이경완



2010년 전북대 생체정보 공학과 학사.

현재, 보건복지부 국립재활원 재활연구소 연구원.

관심분야: Real-time OS, 생체역학, 의료기기.

Email: sincerely4u@nate.com

구도훈



2010년 한림대학교 체육학과 학사.

2012년 서울대학교 체육교육과 석사.

현재, 보건복지부 국립재활원 재활연구소 연구원.

관심분야: 생체역학, 장애인보조기술.

Email: dhkoo4155@gmail.com