

하반신 마비환자의 보행보조시스템 제어를 위한 저항 센서 슈트 개발

장은혜¹, 지수영¹, 이재연¹, 조영조¹, 전병태²

¹ 한국전자통신연구원 융합기술연구부문 로봇/인지시스템연구부 인지기술연구팀

² 한경대학교 웹정보공학과

Development of FSR Sensor Suits Controlling Walking Assist System for Paraplegic Patients

E. H. Jang¹, S. Y. Chi¹, J. Y. Lee¹, Y. J. Cho¹, B. T. Chun²

¹ Robot Research Department, IT Convergence Technology Research Laboratory,
Electronics and Telecommunications Research Institute, Daejeon

² Department of Web Information Engineering, Hankyong National University, Ansan
(Received October 21, 2009. Accepted June 14, 2010)

Abstract

The purpose of this study was to develop the FSR sensor suit that controls walking assist device for paraplegic patients. The FSR sensor suit was to detect user's intent and patterns for walking by measuring pressure on the palm and the sole of user's foot. It consisted of four modules: sensing pressure from palm, changing modes and detecting pressure on the palm/at the wrist, sensing pressure from the soles of user's foot, and host module that transmit FSR data obtained from sensing modules to PC. Sensing modules were connected to sensing pads which detect analog signals obtained from the palm or the sole of foot. These collect signals from the target regions, convert analog signals into digital signals, and transmit the final signals to host module via zigbee modules. Finally, host modules transmit the signals to host PC via zigbee modules. The study findings showed that forces measured at the palm when using a stick reflected user's intent to walk and forces at the sole of the user's foot revealed signals detecting walking state.

Key words : Walking assist device, FSR, Paraplegic patients

I. 서 론

최 근 산업재해, 교통사고 및 놀출중에 의한 중추신경계의 손상은 운동기능 및 감각기능의 장해를 유발하며, 특히 운동기능의 마비는 영구적인 후유증으로 남게 된다[1]. 하반신 마비환자의 경우, 하지 운동기능의 상실로 인하여 근력이 약화될 뿐 아니라, 독립 보행이 불가능하기 때문에 휠체어에 의존하게 되며 이로 인한 좌식 생활의 증가로 소화기계 및 비뇨기계의 합병증이 유발된다. 이들의 재활치료를 위하여 하지관절의 구축을 방지하고, 강직을 감소시키며 피부의 욕창을 방지하는 등의 치료효과를 가진

보조기를 이용한 보행훈련이 이루어지고 있다[2].

현재까지 하반신 마비환자의 보행을 위하여 자이로스코프(gyroscope)[3], 전기 측각기(electro goniometer)[4-5], 기울기 센서(tilt sensor)[6], 가속도계(accelerometer)[7], 등을 활용한 보행 보조기가 개발되어 왔으며, 보다 최근에는 국내 및 구미 선진국에서 로봇 장치 및 재활 로봇(Rehabilitation Robots)의 개발에 심혈을 기울이고 있다[8-10].

미국 MIT(Massachusetts Institute of Technology)의 장애인을 위한 로봇 시스템(MIT-MANUS)[11], Berkeley 대학의 근력 증강용 로봇 시스템(BLEEX)[12], 이스라엘 Argo Medical Technologies의 하지마비 환자들의 보행을 가능하게 하는 로봇 시스템 (ReWalk)[13], 스위스의 트레드밀에 의존한 상태에서 보행 가능한 Lokomat[14]와 일본의 Tsukuba 대학과 Cyberdine Inc.에서 재활보조로봇인 HAL[15] 등이 현재 많은 주목을 받고 있다. 국내의 경우, 재활공학연구소에서 동력 보행 보조기(PGO)

Corresponding Author : 장은혜
(305-700) 대전광역시 유성구 가정로 138 한국전자통신연구원
로봇/인지시스템연구부 인지기술연구팀
Tel : +82-42-860-5829 / Fax : +82-42-860-6796
E-mail : clefa4u@etri.re.kr
본 연구는 2009년도 산업기술연구회에서 시행한 협동연구사업 [과제번호:
2008-PS-1-0004]의 일원으로 수행중인 연구임 (과제명: 다중 생체/역학
센서 융합기술개발(6010-2009-0007)).

를 개발하였고[16], KAIST에서는 KARES 모빌 로봇을 개발하여 전동휠체어에 로봇 팔을 부착하여 장애인의 기본동작들을 지원하고 있다[17]. 또한 서강대에서는 실버 로봇 EXPOS 보행보조용 개발을 끝내고 시판을 목전에 두고 있다[18].

이들 대부분의 시스템은 외부의 전원 공급에 의해 보행을 가능하게 하며, 사용자의 의도가 feedback되지 않는 정해진 제어신호에 의한 기계적 보행 장치이기 때문에, 사용자의 의지나 불편함을 고려할 수가 없다는 제한점을 가진다. 이를 극복하기 위하여 선행 연구에서 사용자의 의지에 따라 보행 보조 장치를 제어하는 방법으로 상지의 근전도를 측정하거나[19-20] 표면전극에서 추출된 근전도 신호를 제어 신호로 이용하는 기능적 전기 자극법(FES) [21-23]을 활용하였다. 또한 발바닥의 압력 분포가 측정되는 발 센서와 손가락의 근전도를 함께 활용하기도 하였다[2]. 그러나 흥부의 근전도 신호를 이용하는 경우 사용자의 의도와 상관없이 균형 유지를 위하여 발생되는 근전도 신호에 의한 오동작의 위험이 있으며, 신호 잡음 처리 등의 과정을 거쳐야 하며 센서 탈부착 시의 문제를 가진다. 기능적 전기 자극의 경우 운동신경 손상이면서 적당한 강직이 있는 경우에만 보행이 가능하며, 전기 자극으로 인한 근육의 피로 및 과다한 에너지 소모의 제한점이 있다[2].

이러한 이유로 본 연구에서는 저항센서를 활용하여 사용자의 보행의도를 확인하였다. 저항센서는 센서 표면에 힘을 증가시킬 때 감소하는 저항을 측정하는 센서로, 전기적 이력현상(hysteresis)이 거의 없고 전동에도 영향을 적게 받으며 신호의 변화가 뚜렷하다. 뿐만 아니라, 저항 센서는 부착이 편리하며 가격이 저가이므로 추후 제품의 상용화에도 이점을 가진다.

따라서 본 연구에서는 저항센서를 활용하여 상반신은 정상 기능을 하는 하반신 마비 환자들의 보행을 보조하기 위한 보행의도 시스템을 개발하였다. 하반신 마비 환자들의 안정성을 위하여 ReWalk[13]에서 채택한 3족 보행 지원 형식을 본 시스템에 적용

하였다. 사용자가 3족 보행(지팡이를 양손에 잡고 지면을 누를 때 한 발이 앞으로 나아가게 하는 방식)의 재활로봇에 적용 가능한 보행의도 인식 시스템을 개발하고자 하였다(그림 1). ReWalk은 중력의 중심과 상체 움직임의 민감한 변화를 통해 시스템의 움직임을 통제하는 지팡이의 도움을 받아 보행을 가능하게 하지만, 보행 시 중력과 상체의 움직임을 의도적으로 크게 동작해야 하는 단점을 가진다.

본 연구에서는 보다 자연스러운 동작 시 보행의도를 감지하기 위하여 사용자가 지팡이를 짚고 보행하는 점을 활용하였다. 지팡이가 지면에 닿을 때 손바닥에 힘이 가해지면서 저항이 감소하는 시점을 보행의도의 시작으로 보고, 이를 측정하고 보행단계를 확인할 수 있는 장갑형/신발형 센서 슈트를 개발하였다.

II. 재료 및 방법

A. 보행보조시스템 제어를 위한 저항센서슈트 개발

저항센서를 이용하여 손바닥과 발바닥에서 측정되는 압력에 의해 보행의지와 보행단계 및 폐턴을 인식하는 손목장갑형 센서슈트와 신발형 센서슈트를 개발하였다. 본 시스템은 크게 손바닥 센싱 모듈 1개, 손바닥/손목 센싱 모듈 1개, 발바닥 센싱 모듈 1개, 그리고 이들로부터 수집된 데이터를 전송받는 호스트 모듈 1개의 네 가지로 구성되었다(그림 2-A).

(1) 손바닥 센싱 모듈

손바닥 센싱 모듈은 손바닥 센싱 패드와 연결되어 양쪽 손바닥으로부터 아날로그 압력 센싱 데이터를 수신하고 이를 디지털 데이터로 변환하여 zigbee 모듈을 통하여 호스트 모듈로 전송하는 기능을 하며 손바닥의 압력을 센싱할 수 있는 손바닥 센서 패드 좌우 하나씩 염지손가락 아래 손바닥에 위치하도록 장착하였다(그



그림 1. ReWalk™ (Argo Medical Technologies, Israel)의 착용 모습
Fig. 1. The image of wearing ReWalk™ (Argo Medical Technologies, Israel)



그림 2. 개발된 보행보조시스템 제어용 저항센서 모듈
Fig. 2. The developed FSR sensor modules for controlling the walking assist system

림 3). 센서패드는 Interlink Electronics Inc.에서 제작한 지름 0.72cm, 두께 0.46mm인 원형 모양의 저항센서(Force Sensing Resistors[®])를 배치한 형태이다. 저항센서의 힘에 민감한 범위(force sensitivity range)는 100g-10kg이고, 압력에 민감한 범위는 1.5 psi-150psi이다. 프로세서는 AD 컨버터가 내장된 ATMEL사의 AT91SAM7×256 MCU를 사용하였다. 수신보드와의 통신을 위하여 zigbee 모듈(ZBS-100 zigbee, Roboblock Inc.)을 사용하였고, 71mm×68mm×45mm 크기의 회로를 보호할 수 있는 투명아크릴로 위아래를 감싸고 텐드를 이용하여 손목에 부착하도록 하였다(그림 2-B). 손바닥 센싱 모듈은 초당 5번의 데이터 전송 주기를 가진다.

(2) 손바닥/손목 센싱 모듈

손바닥/손목 센싱 모듈은 손바닥 센싱 모듈과 동일한 기능을 가지며, 또한 push 버튼 인터페이스를 제공하여 여기로부터 센싱된 데이터를 수신하여 이를 디지털 데이터로 변환하여 호스트 모듈로 전송하는 기능을 가진다(그림 2-C). 손목에 위치하는 버튼은 다음

의 기능을 담당하는 다섯 개의 모드로 구성하였다; 보행 on/off 모드, 계단 오르기와 내리기(stair-up/down)모드, 일어서기와 자리에 앉기(stand-up/sit-down) 모드.

(3) 발바닥 센싱 모듈

발바닥 센싱 모듈은 양쪽 발바닥의 압력을 센싱할 수 있도록 발바닥 깔창 형태로 발바닥 센서패드 2개(좌우 1개씩)가 장착되며, 센서패드는 좌우 8개의 FSR 센서(발뒤꿈치 2개, 발칼 3개, 중족골 2개와 발끝 1개)를 깔창에 배치하여(그림 3) 신발 바닥에 패드를 넣은 후, 모듈은 발목에 착용하였다(그림 2-D). 모듈의 다른 특성은 손바닥 센싱 모듈과 동일하다. 발바닥 센싱 모듈은 초당 100번의 데이터 전송 주기를 가진다.

(4) 호스트 모듈

호스트 모듈은 상기 모듈로부터 데이터를 수신하여 데이터를 호스트 pc로 전달하는 기능을 담당한다. pc와의 인터페이스는 USB를 사용하고 프로세서는 손바닥 센싱 모듈과 동일하다. 호스트 모

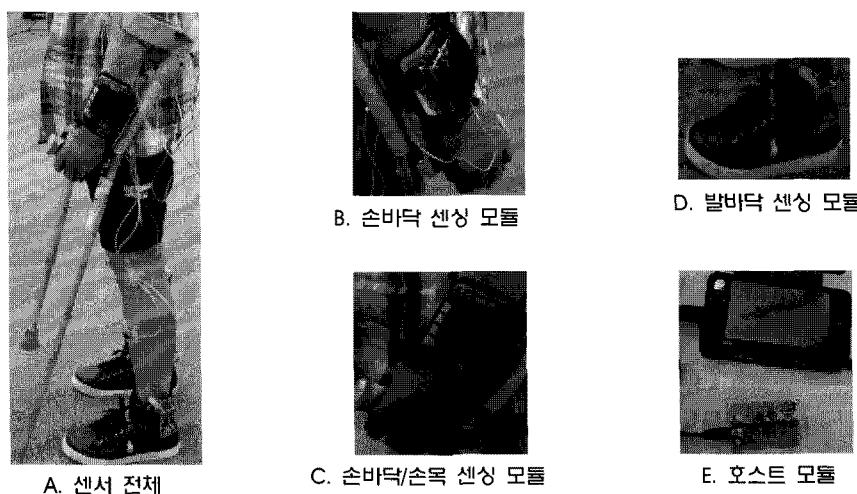


그림 3. 저항 센서의 위치 (상: 손바닥, 하: 발바닥)
Fig. 3. The sites of FSR sensors (above: palm, below: feet)

들에는 상기 모듈과의 통신을 위하여 ZBS-100 zigbee 모듈 3개(2개: 발바닥 센싱 모듈, 1개: 손바닥 센싱 모듈 및 손바닥/손목 센싱 모듈 동시에 담당)를 장착하였다(그림 2-E).

B. 시스템 제어를 위한 저항센서슈트 테스트

개발된 센서슈트의 신호를 확인하기 위하여 15명(남 7명, 여 8명)의 정상인 20대 남녀 대학생(나이 26.3±3.2세)을 대상으로 센서슈트 착용 후, 지팡이를 짚고 편평한 지면에서 30보씩 2회를 걸도록 하였다. 한 사람의 1회 당 데이터를 10번의 보행주기(왼발-오른발-왼발)로 나누어 평균하였다.

보행의도의 시작은 실험참여자들이 지팡이를 앞으로 뻗어 지면에 짚었을 때 저항 신호가 처음 나타나는 시점, 즉 손바닥 센싱 모듈의 압력값이 0에서 최초로 증가하는 시점으로 정하였다. 보행의 시작점은 내딛고자 하는 발에 부착된 발바닥 센싱 모듈의 뒤꿈치 압력값이 처음 나타나는 시점으로, 0에서 증가하기 시작하는 시점으로 정하였고, 마지막 시점은 지팡이를 짚은 후 처음 지면에 내딛었던 발이 다시 지면에 닿을 때, 발바닥 센싱 모듈에서 발뒤꿈치 신호가 다시 0에서 증가하기 시작하는 시점으로 정하였다. 15명의 데이터를 동일한 방법으로 분석하였고, 개인차는 1 보행 동안 획득된 데이터 개수가 가장 많은 파일(보행 동안 시간이 가장 오래 걸림)을 기준으로, 보간법(외삽법)을 이용하여 보행 동안의 데이터 개수를 일치시켰다.

평균 보폭주기(한쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기부터 또 다시 같은 쪽 발뒤꿈치가 땅에 닿는 시기)는 약 7.3초였다. 지팡이를 짚고 약 3-4초 후, 오른쪽 발뒤꿈치를 딛을 때 발뒤꿈치에서 압력이 나

타나기 시작하여 무게중심이 한쪽 발로 이동하면서 발칼, 중족골, 발끝의 순으로 압력이 나타나 서서히 증가하였다. 왼쪽 발을 바꾸는 동작에서 무게중심은 왼쪽으로 이동하면서 오른쪽 발의 압력은 감소하게 되고 동시에 왼쪽 발의 압력이 증가하기 시작하였다(그림 4).

III. 고찰

본 연구에서는 저항센서를 활용한 손바닥과 발바닥에서 측정되는 압력값을 이용하여 보행의지와 보행단계 및 패턴을 인식하였으나, 안승찬 등은 네 개의 저항 센서(엄지발가락, 중족골과 발뒤꿈치)와 자이로 센서(발뒤축)를 활용하여 8개의 보행주기 변환 알고리즘을 개발하여(그림 5), 9명의 정상인을 대상으로 3차원 운동분석시스템 및 힘 측정판과 동기화하여 다양한 지면에서의 보행 실험을 수행하고 두 시스템에서 측정된 결과를 비교함으로써 정확성과 신뢰성을 검증하였다[25]. Pappas 등 역시 환자들의 보행주기를 조절하고 보행분석에 활용하기 위하여 저항 센서(중족골과 발뒤꿈치)와 자이로센서(발뒤축)를 이용하여 7단계의 보행주기(그림 6)를 실시간으로 감지할 수 있는 보행주기 검출시스템을 개발하고, 10명의 정상인과 6명의 환자를 대상으로 3차원 운동분석시스템을 동기화하여 다양한 지면에서의 보행 실험을 통해 두 시스템 간의 결과를 비교함으로써 그 신뢰성을 검증하였다[26].

이들 연구에서는 발바닥의 2-3 부위에서만 저항을 측정하여 보행주기를 분류하였으나, 본 연구에서는 발칼에 3개의 센서를 더 부착하여 발바닥의 8부위에서 저항을 측정하여 보행주기 동안 발

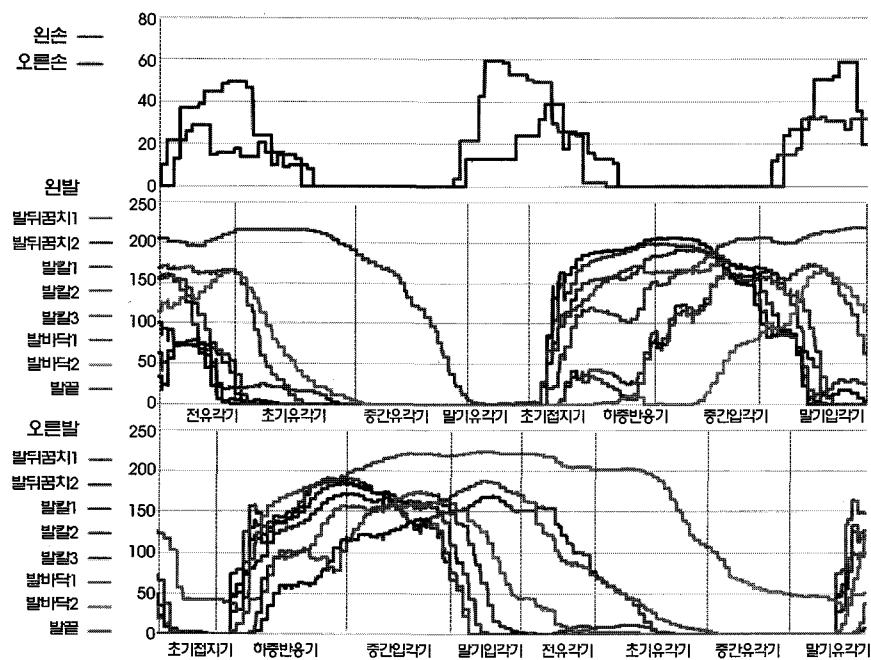


그림 4. 지팡이 짚고 걸을 때의 보행패턴 결과
Fig. 4. The results of walking pattern measured during walking using a stick

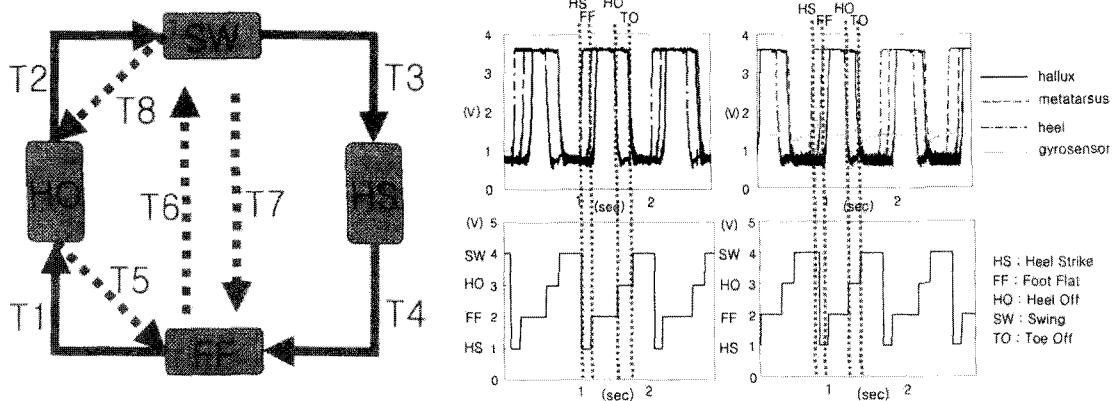


그림 5. 보행주기 검출시스템에서의 보행주기 감지 알고리즘

Fig. 5. Detection algorithms for the gait phase detection system

바닥의 압력변화를 보다 정확하게 감지할 수 있다. 그리고 본 연구에서는 손바닥과 발바닥의 신호를 동시에 측정하여 환자의 보행의 지시에 따라 보행보조시스템을 제어하고 보행단계에 따라 시스템의 보행을 조절할 수 있도록 하였다.

그러나 실제로 보행보조시스템을 더욱 정교하게 제어하기 위해서는 보행속도, 보행률 등의 보행 변수들을 분석하는 작업이 요구되며, 명확한 보행정보를 확인하기 위하여 보폭, 발목각도 등의 정보를 획득하고 분석 할 수 있는 기타 센서의 활용이 필요하다. 또한 자유로운 보행을 구현하기 위하여 다양한 보행여건, 즉 경사면 계단, 비평단 지형 등에서의 보행정보를 확인하는 작업도 필요하다. 황승구 등은 보행 로봇에 적용하기 위한 경사면 계단 등의 비평탄 지형에서의 걸음새와 평지에서의 제자리 들기, 회전, 개걸음새 등, 보행로봇의 자유걸음새를 구현하는데 필수적인 걸음새 제어 알고리즘을 제안한 바 있다[23].

나아가 보행 정보를 확인하는 다수의 데이터 확보를 통하여 보행주기 DB를 구축하는 작업이 필요하다. 또한 본 연구에서는 개발된 센서를 테스트하기 위하여 정상인을 대상으로 보행 동안의 저항 신호를 활용하여 보행단계를 확인하였으나, 보다 정확한 보행 패턴을 확보하기 위해서는 선행연구들에서처럼 3차원 모션 장비와 센서 슈트 출력을 동기화시킴으로써 그 효과성을 검증하는 작업이 필요하며, 이를 통하여 본 센서 시스템의 정확성과 신뢰성을 확보할 수 있을 것이다.

IV. 결 론

본 연구에서는 하지마비환자의 보행보조시스템 제어를 위한 저항센서슈트를 개발하였다. 저항센서를 이용하여 손바닥과 발바닥에서 측정되는 압력에 의해 보행의지와 보행단계 및 패턴을 인식

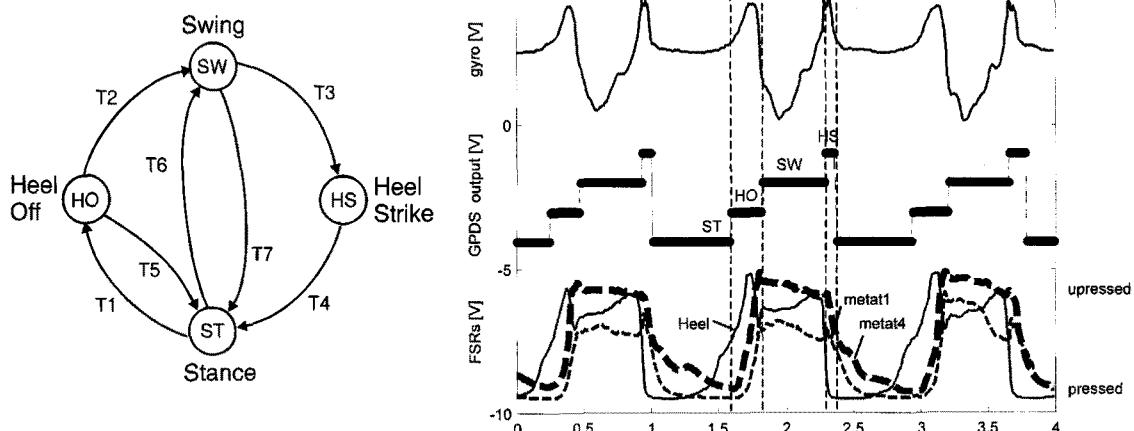


그림 6. 입각기, 발뒤축들림, 발뒤축접지기와 유각기의 네 보행주기로 구분된 보행주기 검출시스템

Fig. 6. The gait phase detection system divided the walking cycle into four gait phases: stance, heel-off, heel-strike, and swing

하는 저항센서슈트를 개발하고 이를 테스트하였다. 개발된 센서슈트는 하지마비 환자들을 위한 재활로봇을 제어하고 환자들의 보행 의지와 단계를 감지할 수 있었다. 지팡이를 짚을 때의 손바닥 압력의 시작점은 보행의지를, 발바닥의 각 지점에 주어지는 압력을 보행단계를 인식하도록 하는 신호로서 활용이 가능하다.

참고문헌

- [1] L.B. Randall, *Physical medicine and rehabilitation*(3rd Ed.), Maryland Heights, USA: Elsevier, 2006.
- [2] A.D. Joel, M.G. Bruce and E.W. Nicholas, *Physical medicine and rehabilitation: Principles and practice*(4th Ed.), Hagerstown, USA: Lippincott Williams & Winkins, 2004, pp. 1253.
- [3] K. Suzuki, Y. Kawamura, T. Hayashi, T. Sakurai, Y. Hasegawa and Y. Sankai, "Intention-based walking support for paraplegia patient," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, vol. 3, pp. 2707-2713, 2005.
- [4] S.J. Kang, J.C. Ryu, K.S. Kim, and M.S. Mun, "Analysis of energy consumption for hybrid gait orthosis," in *KSPE 2004 Autumn Conference*, Pusan, Korea, Oct. 2004, pp. 814-817.
- [5] H.I. Krebs, B.T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S.K. Charler, D. Lynch and N. Hogan, "Robot-aided neurorehabilitation: A robot for wrist rehabilitation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, pp. 327-335, 2007.
- [6] Argo Medical Technologies Ltd., URL:<http://www.argomedtec.com>
- [7] S. Jezernik, G. Colombo, T. Kelly, H. Frueh and M. Morari, "Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool," *Neuromodulation*, vol. 6, pp. 108 - 115, 2003.
- [8] A. Chu, H. Kazerooni and A. Zoss, "On the biomimetic design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *2005 Proc IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Barcelona, Spain, Mar. 2005, pp. 4345-4352.
- [9] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL," *Adv. Robot.*, vol. 19, pp. 717-734, 2005.
- [10] S.J. Kang, J.C. Ryu, G.S. Kim, Y.H. Kim, and M.S. Mun, "Development of fuzzy control method powered gait orthosis for paraplegic patients," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 15, pp. 163-168, 2009.
- [11] J.W. Min, K. Lee, S.C. Lim and D.S. Kwon, "Human-friendly interfaces of wheelchair robotics system for handicapped persons," *Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Sys.*, Lausanne, Switzerland, Oct. 2002, pp. 1505-1510.
- [12] K. Kong and D. Jeon, "Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients," *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 11, pp. 428-432, 2006.
- [13] A. Williamson, F. Bloemhof and H. Boom, "Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 1201-1208, 1990.
- [14] A. Kostov, B.J. Andrew, D.B. Popovic, R.B. Stein and W. Armstrong, "Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 541-551, 1995.
- [15] S.K. Ng and H.J. Chizeck, "Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics," *IEEE Trans. Fuzzy Syst.*, vol. 5, pp. 536-544, 1997.
- [16] R. Dai, R.B. Stei, B.J. Andrews, K.B. James and M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, pp. 63-72, 1996.
- [17] J. Rose and J. G. Gamble, *Human walking*(2nd Ed.), Philadelphia, USA: Williams & Wilkins, 1994, pp. 25-28.
- [18] P.H. Peckham, "Functional electrical stimulation: current status and future prospects of applications to the neuromuscular system in spinal cord injury," *Paraplegia*, vol. 25, pp. 279-288, 1987.
- [19] Y. Handa, T. Handa, M. Ichie, H. Murakami, N. Hoshimiya, S. Ishikawa and K. Ohkubo, "Functional electrical stimulation (FES) systems for restoration of motor function of paralyzed muscles-versatile systems and a portable system," *Front. Med. Biol. Eng.*, vol. 4, pp. 241-255, 1992.
- [20] B.R. Park, M.S. Kim, S.S. Kim, D.M. Jeong, and S.H. Hong, "Electrical stimulation for the restoration of gait function in hemiplegic patients," *J. Electron. Eng.*, vol. 29, pp. 465-471, 1992.
- [21] B.R. Park, S.H. Ahn, H.C. Jeong, D.B. Chin, S.K. Kim, S.S. Lee, and Y.K. Kim, "Development of EMG-triggered FES system and optical electrode location for chronic hemiplegic patients," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 25, pp. 151-156, 2004.
- [22] D. Veselinovic and D. Graupe, "A wavelet transform approach to blind adaptive filtering," *IEEE Trans. Circuits Syst. II*, vol. 50, pp. 150-154, 2003.
- [23] H.R. Lehneis, E.B. Marsolais and S. Tashman, "Der gang von paraplegikern mit dem hybrid system aus FNS/orthesen (Paraplegic walking with hybrid FNS/Orthotic system)," *Orthopadie Technik*, vol. 49, pp. 372-376, 1998.
- [24] S.G. Hwang, B.E. Min, and S.H. Park, "Development of a motion control algorithm for a 4-legged walking robot", in *IEEE Soc. Conf. 1998*, Jan. 1998, pp. 227-230.
- [25] S.C. Ahn, S.J. Hwang, S.J. Kang, and Y.H. Kim, "Development and evaluation of a new gait phase detection system using FSR sensors and a gyrosensor", *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, vol. 21, pp. 196-203, 2004.
- [26] I.P.I. Pappas, M.R. Popovic, T. Keller, V. Dietz, and M. Morari, "A reliable gait phase detection system", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, pp. 113-125, 2001.