대한한의진단학회지 제15권 제3호(2011년 12월)
The Journal Of The Korea Institute Of Oriental Medical Diagnostics. 2011;15(3):223-234
[종설 Review]

관성측정장치를 이용한 동태손상증후군의 평가 가능성에 관한 고찰

김현호[1] · 김정균[2] · 서재호[1] · 박영재[1),2)] · 박영배[1),2)]*

1) 경희대학교 한의과대학 진단 · 생기능의학과학교실

2) 경희대학교 학과간협동과정 한방인체정보의학과

Abstract

Feasibility on Evaluation of Movement System Impairment Syndromes by MEMS-IMU

Hyunho Kim[1] · Jeong-Kyun Kim[2] · Jae-Ho Seo[1] · Young-Jae Park[1)2)] · Young-Bae Park[1)2)]*

1) Department of Biofunctional Medicine & Diagnostics, College of Oriental Medicine, Kyung Hee University

2) Department of Human Informatics of Oriental Medicine, Interdisciplinary Programs, Kyung Hee University

Objectives

This study shows feasibility and suitability of a microelectromechanical system inertial measurement unit(MEMS-IMU) as a helpful measurement device for evaluating movement system impairment syndrome.

Methods

We reviewed articles of two fields in this study. First, we reviewed articles about movement system impairment syndrome(MSIS) as a brand new viewpoint of diagnosing and treating musculoskeletal pain. Second, we reviewed articles about conventional motion analysis system and inertial measurement unit(IMU) to show the superiority of IMU in analyzing the human movement. All papers were searched by SciVerse, world largest search engine and database about many academic fields including engineering and medicine.

Results

Some physical quantities of human motions can be useful to the diagnosis of MSIS, and those data can be obtained by the MEMS-IMU without the weak points of the conventional motion analysis systems.

Conclusions

Using MEMS-IMU as a measurement unit for diagnosing and evaluating MSIS is feasible and can be extended to many further studies.

Key Words

Movement system impairment syndrome, inertial measurement unit, motion analysis, MSIS, IMU

* 교신저자 : 박영배 / 소속 : 경희대학교 한의과대학 진단·생기능의학교실
TEL : 02-958-9195 / E-mail : bmppark@khu.ac.kr
투고일: 2011년11월24일; 수정일: 2011년12월21일; 게재확정일: 2011년12월23일

I. 서 론

근골격계 통증질환에 있어서 조직의 병태생리에 진단 및 치료의 기반을 둔 기존의 관점에서 벗어나, 역학적인 관점에서 인체의 관절 운동계를 분석, 진단, 예방 및 치료에 응용하는 동태손상증후군이 1990년대 후반 미국의 물리치료사들 연구집단에 의해 제시되었다.[1] 근골격계 통증질환을 바라보는 이 동태손상증후군이라는 새로운 관점은, 의사중심의 침습적 치료에서 나아가 환자중심의 운동처방으로 근골격계 질환의 치료 외연을 확장시켰으며, 운동역학에 기반을 두어 그 치료도 직관적이고 비 침습적인 것이 특징이다.

이러한 움직임은 의사-환자 관계가 능동-수동형의 구조에서 지도협력형 및 공동참여형 구조인 새로운 패러다임으로의 전환되는 것을 것을 반영[2]하기도 하며, 질병을 바라보는 기존의 구조(structure)중심적 시점에 기능(function)중심적 시점이 더하여져 그 범위를 확장해가는 것으로 생각해 볼 수 있겠다. 또한 1959년 처음 주창된 후 21세기의 시작과 더불어 그 전성기를 맞은 'well-being'의 개념 역시, 의료진에 의해 제공, 교육되던 일방적인 의료의 틀에서 벗어나 자신의 생활 습관(life style)을 변화시켜 일상생활에서 자신의 건강을 지켜나간다는 관점[3]이기에, 평소의 동작 습관을 교정하여 근골격계 질환을 치료하려는 동태손상증후군의 개념과 유사하다고 할 수 있겠다. 기존의 결정론적 진단과 결과를 중시하는 치료에 중심을 둔 근골격계 질환의 접근법들에 비해 동태손상증후군은 진단의 개념 자체가 질병상태에 이르게 된 과정 중심이며, 따라서 그 치료법도 과정중심이며, 예방의학적인 면으로 강하게 부각시킬 수 있다는 점에서 방법론 및 관점이 차별화 되어있다.

이렇게 생활 습관을 스스로 교정하여 건강을 지켜나가는 개념은 동양의학에서 이미 수천년전부터 '미병' 혹은 '양생'이라는 단어로 설명되고 있으며, 특히 정신과 신체를 골고루 발달시킬 수 있는 '운동양생'의 개념은 인체를 바라보는 한의학적 관점 중 하나인 항동관과 함께 동양문화권에서 '올바른 동작'의 중요성을 지속적으로 강조해 온 개념이다. 특히 올바르고 정확한 움직임, 그리고 그 안에서 의념이나 호흡과의 조화로움을 강조하는 이 한의학의 운동양생은 운동부하나 에너지 소모 등에 초점을 맞춘 일반적인 운동처방과는 달리 단순한 수치로서 평가할 수 없고, 실시간으로 동작 자체를 분석할 수 있는 기구 혹은 시스템이 필요하다.

그러나 상술하였듯이 운동양생의 평가나 동태손상증후군의 진단 및 그에 기반을 둔 환자의 교육에 있어서 동작분석장치(Motion Analysis System)가 필요한 것이 사실이지만, 현재 동작분석장치를 동태손상증후군의 진단 및 평가에 이용한 연구는 매우 제한적이다. 특히 기존의 동작분석장치들은 일정한 고정된 공간이 필요하며, 시스템 자체가 매우 고가이기 때문에 쉽게 접근할 수 없는 단점이 있는 것도 사실이다. 하지만 2000년대부터 새롭게 등장한 미세전자기계 시스템-관성측정장치는 기존 동작분석장치들의 거의 모든 단점을 극복하였고, 매우 낮은 가격, 작은 크기, 사용의 편의성을 가지고 있으면서도 기존 장치와 동등하거나 그 이상인 성능을 보여주고 있다. 그러나 SciVerse(전 주제분야 전자저널의 논문이 구축되어 2500여종 이상의 저널, 1000만건 이상의 원문을 제공하는 DB인 Science Direct와, 과학·기술·의학·사회과학분야에 대한 18000종 이상의 저널을 수록하고 있는 세계 최대 규모의 인용 및 초록 DB인 Scopus를 통합하여 상호 운영성을 향상시킨 플랫폼)에서 'IMU', 'movement system impairment syndrome', 'motion analysis' 로 검색식을 만들어 검색한 결과 동태손상증후군의 관점에서 본 인체의 운동을 관성측정장치를 이용하여 측정하거나, 진단에 이용한 연구는 검색되지 않았다.

이에 본 논문에서는, 동태손상증후군의 개념과 동

작분석장치를 이용한 접근방법에 대하여 생각해보고, 다양한 동작분석장치를 이용한 연구 동향을 알아보고자 한다. 특히 미세전자기계시스템-관성측정장치의 장점을 소개하여, 최종적으로 이를 이용한 동태손상증후군의 평가 및 진단 가능성에 대하여 고찰해보고자 한다.

Ⅱ. 동태손상증후군 (Movement System Impairment Syndromes, MSIS)

동태손상증후군은 1990년대 후반 미국의 물리치료사인 Shirley A. Sahrmann에 의해 개발된 근골격계 통증질환(Musculoskeletal Pain)의 진단 및 분류 방식으로, 통증이 발생하는 부위와 밀접한 관련이 있는 인체관절의 움직임을 상세히 관찰, 해당 운동계의 이상운동을 증후군 분류 진단의 기준으로 삼는다. Sahrmann은 기계적인 통증의 원인을 일상 생활에서 습관적으로 취하는 이상기능(dysfunction), 즉 동적인 운동(movement)과 정적인 자세(position) 혹은 정렬(alignment)이 반복적으로 정상에서 벗어나기 때문이라 전제[1]하였으며, 지난 10여 년간 임상적 시험, 역학적 연구, 문헌 고찰 등으로 그 가설을 뒷받침해왔다.

Sahrmann이 제시하는 인체 관절 각 부분에 해당하는 MSIS의 분류 중 경추, 흉추, 요추, 견관절, 슬관절에 대한 분류는 Table 1.과 같으며, 증후군의 명명 방식이 해당 통증을 유발하는 반복적인 이상동작을 그대로 활용하고 있음을 알 수 있다.

이러한 동태손상증후군에 의한 진단 방식은 질환 발생의 원인을 보다 전 단계인 운동, 자세, 정렬 등 이상기능(dysfunction)의 지속적 반복에 따른 미세손상(microtrauma)에 기반한다고 생각하였기 때문에, 국소적 염증이나 충돌 및 변형, 즉 특정 조직의 병태생리에 의거한 기존의 결정론적 진단 방식보다 운동과 자세, 그리고 정렬에 대한 자세한 관찰을 필요로 한다. 그리고 그러한 관찰 대상은 Table 2.에서 일부 제시한 것처럼, 비침습적으로 관찰할 수 있는 비교적 간단한 물리학적 지표로 다음과 같이 정리할 수 있다. 첫째, 특정 관절이 정상적인 가동범위 내에서 움직이

Table 1. List of Movement System Impairment Syndromes

Lesion	Names of Syndromes
Lumbar spine[4]	Flexion syndrome, Extension syndrome, Rotation syndrome, Rotation with flexion syndrome, Rotation with extension syndrome
Shoulder[5]	Scapular downward rotation syndrome, Scapular depression syndrome, Scapular abduction syndrome, Scapular winging/tilting syndrome, Humeral anterior glide syndrome, Humeral superior glide syndrome, Shoulder medial rotation syndrome, Glenohumeral hypomobility syndrome
Knee[6]	Tibiofemoral rotation syndrome, Tibiofemoral hypomobility syndrome, Knee extension syndrome, Knee hyperextension syndrome, Patellar tracking syndrome, Tibiofemoral accessory hypermobility syndrome, Tissue impairment syndrome
Cervical spine[1]	Cervical extension syndrome, Cervical extension-rotation syndrome, Cervical flexion syndrome
Thoracic spine[1]	Thoracic rotation-flexion syndrome, Thoracic flexion syndrome, Thoracic rotation-extension syndrome, Thoracic rotation syndrome, Thoracic extension syndrome

Table 2. MSIS and Important Indices for Diagnosis

Lesion	Syndrome	Tendency	Indices
Shoulder	Downward rotation syndrome	Insufficient upward rotation	Angle measurement Horizontality of the both shoulders ROM measurement
Lumbar spine	Rotation syndrome	Tendency for the lumbar spine to move in the direction of rotation with movement of the spine and extremities. Lumbar spine alignment tends to be rotated relative to neutral with the assumption of postures.	Movement detection of lumbar spine during other performances
Lumbar spine	Extension syndrome	Tendency for the lumbar spine to move in the direction of extension with movement of the spine and extremities. Lumbar spine alignment tends to be extended relative to neutral with the assumption of posture (ie standing, sitting, supine, side lying, prone, quadruped)	Movement detection of lumbar spine during other performances
Cervical spine	Flexion-rotation syndrome	Tendency for the cervical spine to flex during performance of rotation Tendency for the cervical spine to rotate during single-arm flexion	Angular movement detecting except yaw angle during other performances

는가가 지표가 된다. 둘째는 관절을 움직일 때, 그 관절의 움직임을 가능하게 하는 특정 근육의 문제로 인해 움직이지 말아야 할 관절이 움직이는 경우가 있는데, 그 관절의 이상운동 정도가 지표가 된다. 셋째는 관절 운동시 통증이 발생하는 경우, 통증을 유발하는 관절 가동 정도를 지표로 삼아 평가하는 것이다. 기본적으로 동태손상증후군은, 위에서 제시한 세 가지 지표를 기초로 하여 동작분석이 필요한 지점을 선정하여 환자의 운동을 면밀히 관찰한 후, 진단을 하게 된다.

상술한 동태손상증후군의 방식으로 진단 및 분류된 질환의 치료는 그 원인과 마찬가지로 동적인 운동과 정적인 자세(혹은 정렬), 두 가지 측면에서 볼 수 있다. 즉 미세손상을 유발한다고 생각되는 방향의 운동발생 및 자세를 제한하고, 올바른 방향으로 이루어져야 할 운동과 자세를 교육하며, 이미 발생한 외상의 정도를 줄일 수 있는 방향으로의 운동과 자세를 반복적으로 취하도록 하는 것이다.

앞서 살펴보았듯이, 동태손상증후군의 분류체계를 이용하여 근골격계 통증질환을 진단, 치료 및 평가, 그리고 환자에게 올바른 운동처방을 하기 위해서는 관절의 운동정도를 정밀하게 정량적으로 측정할 수 있는 기구나 시스템이 필요하다. 그러나 현재까지 이루어진 동태손상증후군의 연구 방식은 주로 분류 방식 제안,[4-6] 그리고 그의 타당성,[7] 검사자간 신뢰도[8]와 실제 임상적 치료에 적용할 수 있는 가능성[9,10]에 대한 것이었다. 운동 및 정렬이라는 비교적 단순한 역학적 지표가 중요한 진단 기준이라는 사실에 비하여 진단 및 평가방법에 대한 측정도구를 이용한 정량적 연구는 SciVerse에서의 검색 상 거의 이루어지지

않고 있다고 할 수 있으며, EMG 혹은 동작분석장치를 이용한 몇몇의 연구가 2011년도 발표되었으나 소수의 연구집단에서 제한적으로 이루어지고 있다.[11,12]

Ⅲ. 동작분석장치 (Motion Analysis System)

동작분석장치는 각종 센서들을 이용하여 움직이는 물체의 궤적, 속도, 가속도 및 각도등 시공간적인 데이터를 측정하는 장치를 말한다. 장치의 종류는 원리에 따라 다양한데, 간단한 물리학적 원리를 이용한 것으로는 측각계(goniometer), 경사계(inclinometer), 동력계(dynamometer)등이 있으며, 비교적 복잡한 것으로는 광학적 원리, 자기장의 왜곡, 초음파의 직진성 등을 이용한 장치들이 있다.

광학적 원리를 이용한 장치는, 관찰 대상에 반사율이 높은 표식자(marker)를 부착하고, 일정 범위 안에 매우 정교하게 정렬되어 배치된 다수의 카메라를 이용하여 연속 촬영, 데이터 처리 기법을 사용하여 궤적을 표현하는 방식을 사용한다.[13,14] 자기장을 이용한 방식은, 관찰 대상의 주변에 일정한 자기장을 미리 형성한 후, 관찰 대상의 움직임이 자기장을 왜곡하면, 그 왜곡된 정도를 센서들이 감지한 후 데이터를 처리하여 궤적을 표현한다. 초음파를 이용한 장치는 관찰 대상에 직접 초음파를 발생시키는 장치를 부착한 후, 초음파 수신기를 이용하여 세 지점에서 신호를 검출, 삼각 측량에 기반한 수학적 방법으로 대상의 위치를 추적하게 된다.[11] 기계식 측정장치는 주변환경의 영향을 전혀 받지 않는다는 장점이 있으나 중량상 부담이 되는 기계장치를 부착하기에 동작 자체에 영향을 줄 수 있으며, 관절 부착 위치에 따라 데이터의 정확도가 달라진다는 단점이 있다. 이 외에도 RF-ID를 사용하는 방식, 가상현실 공간을 이용한 다양한 방식들이 있다. 이러한 장치들은 물체의 궤적을 비교적 정확히 기록, 재현 및 수정할 수 있으며, 이러한 장점을 이용하여 컴퓨터 애니메이션, 영화, 산업공학, 스포츠 및 의학 분야에 다양하게 사용되고 있다.[13,15-17]

그러나 상기 장치들은 몇 가지 단점을 가지고 있다. 첫째, 대상의 데이터를 측정하기 위해 반드시 일정 범위 이상의 넓은 공간을 요구하며, 또한 그 공간에 매우 정확하게 배치된 다수의 송수신기를 필요로 하기 때문에 측정 장소의 제약이 매우 심하다.[14] 둘째, 사용하는 원리에 해당하는 물리량에 간섭을 일으킬 수 있는 요소가 주변에 있다면, 데이터를 보정하는데 많은 시간이 걸리거나, 측정 자체가 불가능한 경우가 있다. 예를 들면, 광학센서 기반의 시스템 및 초음파를 이용한 장치는 동작의 종류에 따라 표식자 혹은 송수신부가 인체의 다른 부위에 의해 가려지거나 표식자 모양의 왜곡현상이 발생하는 경우가 있는데, 이는 시간 축 상의 전후 데이터 혹은 공간적으로 인접한 표식자의 데이터를 이용하여 보정, 추측하는 신호 처리 과정이 반드시 필요하게 된다.[18,19] 또한 자기장을 이용한 방식은 자기장을 왜곡시킬 수 있는 금속물체가 주변이 있다면 데이터의 정확성을 보장할 수 없다. 셋째, 다수의 정밀한 송신기와 수신기를 요구하기 때문에 상대적으로 매우 고가의 가격대를 형성하고 있으며,[20] 넷째, 이와 같은 장치들에 의해 측정된 데이터는 거의 대부분 신호 처리 과정을 거친 후 공간상의 좌표를 산출하게 되는데, 이는 위치, 속도, 가속도 및 각도 등의 데이터를 실시간으로 측정하지 못한다는 한계를 가진다.[19]

Ⅳ. 미세전자기계시스템-관성측정장치 (Microelectromechanical System - Inertial Measurement Unit)

관성측정장치(Inertial Measurement Unit,

IMU)는 가속도계(accelerometer)와 각속도계(rate gyroscope), 지자기센서(geomagnetic sensor)로 구성되어 있으며, Kalman filter 혹은 Extended Kalman filter[21,22]등을 이용하여 각 센서의 누적오차를 다른 종류의 센서가 보정하는 원리를 이용[14,23]하여 대상의 자세와 움직임을 측정하는 장치로, ARS(Attitude Reference System)와 AHRS (Attitude Heading Reference System)을 말한다. 전자는 가속도계와 각속도계로 측정된 데이터를 이용하여 대상의 자세를 측정하는 장치이고, 후자는 지자기센서를 포함하여 보다 정확히 자세를 측정할 수 있는 장치이다. 이 관성측정장치는 20세기 중반부터 그 개념이 등장하였으며, 초기에는 미사일의 궤도 조정등 군사용으로 사용되었으며, 그 후에는 GPS등과 결합하여 주로 운송수단의 자동항법장치 등에 사용되었다. 초기의 관성측정장치는 높은 정확도를 가지고 있었기에 사람의 동작 혹은 자세를 유의하게 측정할 수 있었으나[20,24] 크기가 수십 ㎤ 단위로 크고 무게가 많이 나가[25,26] 정확한 측정 부위에 부착하기가 힘들었으며, 운동 자체에 교란을 가져올 수 있었다. 그러나 1990년대부터 급속도로 발달한 미세전자기계시스템(Microelectromechanical System, MEMS) 기술의 도움으로 그 크기가 수 ㎟ 단위로, 무게도 수 g 단위의 MEMS-IMU 디자인이 제안되었으며,[27,28] 실제로 제작되어 인체 혹은 보다 작은 대상의 운동을 방해받지 않고 측정 가능하게 되었다. 따라서 2000년 초기부터는 군사용, 운송수단의 용도[29] 외에도 MEMS-IMU를 이용한 동작 분석의 연구가 다양한 분야에서 매우 활발히 진행되고 있으며, 보다 정확도를 높이기 위하여 경사 측정 센서를 추가로 장착한 IMU도 제안되었다.[30]

IMU는 기존 동작분석장치의 거의 모든 단점을 극복할 수 있다. 정밀하게 배치된 다수의 송수신장치가 필요 없으며, Bluetooth등의 근거리 무선통신시스템의 발달로 사실상 공간의 제약은 거의 사라졌다고 할 수 있다.[31] 또한 MEMS 기술의 발달로 매우 작은 크기[22,24,32] 로 대량생산이 가능하고, 다수의 고가 수신장치가 필요 없기 때문에 다른 종류의 측정장비에 비해 매우 낮은 가격대를 형성하고 있다. 또한 IMU에 탑재된 CPU에서 센서의 데이터를 처리하여 속도, 가속도, Euler angle, Quaternion angle등의 parameter들을 실시간으로 전송하기 때문에 대상의 움직임을 delay없이 분석할 수 있다는 장점과, 좌표 궤적을 미분하여 속도와 가속도를 구하는 방식이 아니기 때문에 데이터의 손실을 최소화 할 수 있는 장점이 있다.[33] 다만 주변에 간섭을 일으킬만한 자속(magnetic flux)이 존재하거나 생성되게 되면, 지자기 센서에 교란이 일어나 측정된 데이터의 정밀도가 떨어지게 되나, 이는 상황에 따라 지자기센서의 사용을 중지하고, 가속도계와 각속도계의 자유도(degree of freedom)만으로 데이터를 측정하는 방법으로 해결할 수 있다.

MEMS-IMU가 동작분석에 사용되기 시작한 이후로, 장치의 유효성이나 기존 장비들의 성능과 비교하여 동등성(validity),[33-35] 신뢰도(reliability)[19,36,37]등에 대한 연구가 다양한 분야에서 진행되었으며, 광학 동작분석장치에 비하여 IMU가 집단내 상관계수(Intraclass correlation coefficient, ICC)가 높게 보고된 연구결과도 있다.[19,37,38] 의학 및 일반 보행과 관련된 분야에서는 자기장을 이용한 동작분석장치와 비교[39]하여 경부 통증 환자들의 ROM 측정에 IMU를 사용한 연구,[40] 광학동작분석장치와 IMU를 동시에 이용하여 높은 상관성으로 인체의 하지 운동을 측정할 수 있다는 연구,[41,42] 그리고 무릎관절 굴곡운동을 광학동작분석장치와 IMU로 측정하여 상관성 및 신뢰도를 측정한 연구[19]등이 발표되었다. 또한 IMU로 측정된 데이터를 주파수대역 분석기법을 이용하여 운동의 종류를 분류한 연구,[32] 인간의 보행과정 중 발생하는 다양한 동작의 패턴을 분석, 고찰한 연구[33]도 발표되었다. 특정 질환과 직접적으로 관련된 연

Figure 1. IMU-bluetooth model, WAA-006, ATR-Promotions, Inc.

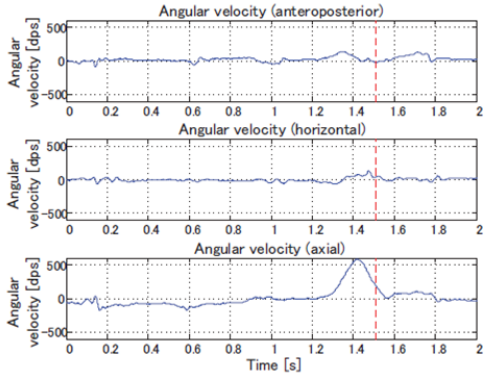

Figure 2. Extracted angular velocity at the waist during a tennis stroke. Each graph shows the angular velocity at the waist in the corresponding direction (anteroposterior, horizontal and axial). This tennis player's waist moves only in the axial direction about 0.1 second before the stroke.

구로는 기계적 방법으로 측정하던 중풍 후 후유증 환자들의 Wolf motor function test를 IMU로 측정하고, 주파수 분석으로 상지의 떨림 정도를 계산하거나,[43,44] 파킨슨병 환자를 대상으로 IMU를 이용하여 상지의 떨림을 관찰, 그 정도에 따라 약물의 용량 및 투여 횟수 조절이 가능할 수 있다는 결과[45]도 소개되었다. 파킨슨병, 근위축증, 운동신경질환을 가진 환자들의 보행분석,[46] 등에 대한 연구도 진행되었다. 스포츠 분야에서는 골프 스윙 자세를 교정하기 위하여 골프채에 IMU를 장착, 기존 광학 동작분석장치의 성능과 비교하여 그 실용성과 효율이 떨어지지 않는 시뮬레이션 프로그램을 개발하거나,[47] 테니스 숙련자와 초보자의 허리부위에 IMU를 부착하여 두 집단의 차이를 수치적으로 해석한 연구,[31] IMU를 이용하여 스포츠 동작을 실시간으로 분류, 모니터링을 시도한 연구[48]가 있다. 장치의 이해를 돕기 위해 제시한 Figure 1.은 현재 상용화 된 IMU의 사진이며, Figure 2.는 이를 이용하여 세 축 방향으로 발생하는 각속도를 이용하여 테니스 스윙 시 허리움직임을 분석한 그래프[31]이다.

V. 결론

본 논문에서는 근골격계의 질환을 한의학의 항동관의 관점에서 보았을 때 유사성을 찾을 수 있는 동태손상증후군에 대한 소개와, 환자의 관절운동상태에 관한 정량적인 평가, 정확한 진단을 위한 동작분석장치에 대한 고찰을 하였다. 특히 기존의 동작분석장치의 여러가지 단점을 극복한 MEMS-IMU를 이용하여 진행된 다양한 분야의 동작분석 연구를 소개하였다.

동태손상증후군의 진단에 있어서 중요한 것은 다음과 같다. 첫째, 특정 관절이 정상적인 가동범위 내에서 움직이는가를 판단하는 것이다. 둘째는 관절을 움직일 때, 그 관절의 움직임을 가능하게 하는 특정 근육의 문제로 인해 움직이지 말아야 할 관절이 움직이는 것을 찾아내는 것이며, 셋째는 관절운동 시 통증이 발생하는 경우, 통증을 유발하는 관절 가동 정도를 평가하는 것이다. 이러한 동태손상증후군을 기초로 하여 환자를 진단하고, 이에 기반하여 적절한 치료를

시행하며, 환자의 치료 과정을 평가하기 위해서는 환자의 움직임에 대한 정확한 관찰과 정량적인 평가가 반드시 이루어져야 한다. 따라서 육안으로만 관찰하는 것은 한계가 있으므로 정밀한 센서를 이용한 동작분석이 반드시 이루어져야 하며, 좌표축의 계산에 초점을 맞추고 그로부터 움직임을 추정하는 기존의 동작분석장치보다는 대상의 움직임 자체, 그리고 그 정도를 검출해 낼 수 있는 MEMS-IMU가 보다 더 적절한 장치라고 할 수 있겠다.

이러한 MEMS-IMU를 동태손상증후군의 진단 및 평가에 적용한 연구는 SciVerse의 검색 상 최근까지 발표되지 않았으며, 적절한 IMU-bluetooth 시스템을 개발하여 적용한다면, 동태손상증후군의 진단에 있어서 정량적인 기준에 관한 연구가 가능할 것이다. 또한 측정된 데이터를 특정 증후군의 예후 판단을 위한 데이터로 활용하거나 특정 증상을 가지고 있는 환자집단과 정상집단의 차이를 연구할 수 있다. 그리고 다채널 MEMS-IMU system이 구현된다면 보다 다양한 위치의 운동을 동시에 측정함으로써 보다 복잡한 관절운동의 평가 등 정량적인 연구가 다양하게 이루어질 수 있을 것이라 생각한다.

參考文獻

1. Sahrmann SA. Movement system impairment symdromes of the extremities, cervical and thoracic spines. St Louis, Mosby Inc., 2011.
2. 문석우, 남범우, 서정석, 류은정, 권혁중, 손인기, 함웅. 의과대학생들의 성격성향과 관련된 환자중심적 태도. 한국의학교육. 2006; 18: 77-85.
3. 김준호, 박영재, 박영배, 오환섭. 양생법의 연구현황 :운동을 중심으로. 대한한의진단학회지. 2006; 10: 36-45.
4. Harris-Hayes M, Van Dillen LR, Sahrmann SA. Classification, treatment and outcomes of a patient with lumbar extension syndrome. Physiother Theory Pract. 2005; 21: 181-196.
5. Caldwell C, Sahrmann S, Van Dillen L. Use of a movement system impairment diagnosis for physical therapy in the management of a patient with shoulder pain. J Orthop Sports Phys Ther. 2007; 37: 551-563.
6. Harris-Hayes M, Sahrmann SA, Norton BJ, Salsich GB. Diagnosis and management of a patient with knee pain using the movement system impairment classification system. J Orthop Sports Phys Ther. 2008; 38: 203-213.
7. Van Dillen LR, Sahrmann SA, Norton BJ, Caldwell CA, McDonnell MK, Bloom NJ. Movement system impairment-based categories for low back pain: stage 1 validation. J Orthop Sports Phys Ther. 2003; 33: 126-142.
8. Harris-Hayes M, Van Dillen LR. The inter-tester reliability of physical therapists classifying low back pain problems based on the movement system impairment classification system. PM R. 2009; 1: 117-126.
9. Van Dillen LR, Sahrmann SA, Wagner JM. Classification, intervention, and outcomes for a person with lumbar rotation with flexion syndrome. Phys Ther. 2005; 85: 336-351.
10. Van Dillen LR, McDonnell MK, Susco TM, Sahrmann SA. The immediate effect of passive scapular elevation on symptoms with active neck rotation in patients with neck pain. Clin J Pain. 2007; 23: 641-647.
11. Park KN, Cynn HS, Kwon OY, Lee WH, Ha SM, Kim SJ, Weon JH. Effects of the abdominal drawing-in maneuver on muscle activity,

pelvic motions, and knee flexion during active prone knee flexion in patients with lumbar extension rotation syndrome. Arch Phys Med Rehabil. 2011; 92: 1477-1483.
12. Ha SM, Kwon OY, Yi CH, Jeon HS, Lee WH. Effects of passive correction of scapular position on pain, proprioception, and range of motion in neck-pain patients with bilateral scapular downward-rotation syndrome. Man Ther. 2011; 16: 585-589.
13. Canseco K, Albert C, Long J, Khazzam M, Marks R, Harris G. Postoperative foot and ankle kinematics in rheumatoid arthritis. Journal of Experimental&Clinical Medicine. 2011.
14. Rahni AAA, Yahya I. Obtaining translation from a 6-DOF MEMS IMU - an overview. Proceedings of the 2007 IEEE Asia-Pacific Conference on Applied Electromagnetics Proceedings. 2007; 1-5.
15. Samuel D, Rowe P, Hood V, Nicol A. The biomechanical functional demand placed on knee and hip muscles of older adults during stair ascent and descent. Gait Posture. 2011; 34: 239-244.
16. Moreside JM, McGill SM. Quantifying normal 3D hip ROM in healthy young adult males with clinical and laboratory tools: hip mobility restrictions appear to be plane-specific. Clin Biomech. 2011; 26: 824-829.
17. 서재문, 이해동, 이성철. 동작분석 시스템을 이용한 골프 스윙 분석 기초 알고리즘 개발. 한국운동역학회지. 2011; 21: 85-95.
18. 유경석. 운동역학 : V. R. 전자기추적센서를 이용한 상지말단의 3 차원 회전성분의 운동학적 분석. 한국체육학회지. 2000; 39: 513-526.
19. Chung PYM, Ng GYF. Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement. Physiotherapy. 2011.
20. Liu T, Inoue Y, Shibata K, Tang X. A wearable inertial sensor system for human motion analysis. Computational Intelligence in Robotics and Automation(CIRA). 2005: 409-413.
21. Sessa S, Zecca M, Lin Z, Bartolomeo L, Itoh K, Ishii H, Mukaeda Y, Suzuki Y, Takanishi A. Ultra-miniaturized WB-3 Inertial Measurement Unit: Performance evaluation of the attitude estimation. Robotics and Biomimetics (ROBIO). 2010: 998-1003.
22. Zecca M, Sessa S, Lin Z, Suzuki T, Sasaki T, Itoh K, Iseki H, Takanishi A. Development of the ultra-miniaturized Inertial Measurement Unit WB3 for objective skill analysis and assessment in neurosurgery: preliminary results. Med Image Comput Comput Assist Interv. 2009; 12: 443-450.
23. Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. Assessment of walking features from foot inertial sensing. IIEEE Trans Biomed Eng. 2005; 52: 486-494.
24. Godfrey A, Conway R, Meagher D, Olaighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. Med Eng Phys. 2008; 30: 1364-1386.
25. Ochi F, Abe K, Ishigami S, Otsu K, Tomita H. Trunk motion analysis in walking using gyro sensors. Proceedings of the 19th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society. 1997; 4: 1824-1825.

26. Tao Liu, Inoue Y, Shibata K, Morioka H. Development of wearable sensor combinations for human lower extremity motion analysis. Proceedings of International Conference on Robotics and Automation. 2006: 1655-1660.
27. Cardarelli D. An integrated MEMS inertial measurement unit. Position Location and Navigation Symposium. 2002; 314-319.
28. Warnasch A, Killen A. Low cost, high G, micro electro-mechanical systems (MEMS), inertial measurements unit (IMU) program. Position Location and Navigation Symposium. 2002; 299-205.
29. Brown AK. GPS/INS uses low-cost MEMS IMU. Aerospace and Electronic Systems Magazine. 2005; 20: 3-10.
30. Lu JC, Tsai CH, Lin PC. Realization of a 9-axis inertial measurement unit toward robotic applications. Proceedings of the SICE Annual Conference. 2010; 14: 2339-2344.
31. Iijima Y, Watanabe K, Kobayashi K, Kurihara Y. Measurement and analysis of tennis swing motion using 3D gyro sensor. Proceedings of the SICE Annual Conference. 2010; 14: 274-277.
32. Shi G, Zoui Y, Jin Y, Zheng Y, WJ L. Multi-category human motion recognition based on MEMS inertial sensing data. Nano/Micro Engineered and Molecular Systems(NEMS). 2009; 4: 489-493.
33. Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. Gait Posture. 2008; 28: 1-15.
34. Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. J Biomech. 2002; 35: 537-542.
35. Ito T. Walking Motion Analysis Using 3D Acceleration Sensors. Computer Modeling and Simulation. 2008; 2: 123-128.
36. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. Arch Phys Med Rehabil. 1998; 79: 1377-1385.
37. Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, Bliddal H, Danneskiod-Samsøe B. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. Gait Posture. 2004; 19: 288-297.
38. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. Arch Phys Med Rehabil. 1998; 79: 1377-1385.
39. Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, Hamel A, Lee RY. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. Man Ther. 2010; 15: 122-125.
40. Jasiewicz JM, Treleaven J, Condie P, Jull G. Wireless orientation sensors: their suitability to measure head movement for neck pain assessment. Man Ther. 2007; 12: 380-385.
41. Findlow A, Goulermas JY, Nester C, Howard D, Kenney LP. Predicting lower limb joint kinematics using wearable motion sensors. Gait Posture. 2008; 28: 120-126.
42. Santhiranayagam BK, Lai DTH, Begg RK, Palaniswami M. Correlations between end point foot trajectories and inertial sensor data. Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP). 2010; 6: 315-320.
43. Parnandi A, Wade E, Matarić M. Motor func-

tion assessment using wearable inertial sensors. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2010: 4: 86-89.

44. Wade E, Parnandi AR, Mataric MJ. Automated administration of the Wolf Motor Function Test for post-stroke assessment. Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth). 2010; 4: 1-7.
45. Lo G, Suresh AR, Stocco L, Gonzalez-Valenzuela S, Leung VCM. A wireless sensor system for motion analysis of Parkinson's disease patients. Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops). 2011: 372-375.
46. Esser P, Dawes H, Collett J, Feltham MG, Howells K. Assessment of spatio-temporal gait parameters using inertial measurement units in neurological populations. Gait Posture. 2011; 34: 558-560.
47. King K, Yoon SW, Perkins NC, Najafi K. Wireless MEMS inertial sensor system for golf swing dynamics. Sensors and Actuators A: Physical. 2008; 141: 619-630.
48. 강동원, 최진승, 탁계래. 가속도 센서를 이용한 실시간 스포츠 동작 분류·모니터링에 관한 연구. 한국운동역학회지. 2008; 18: 59-64.