

디지털 수면다원기록법 : 현재와 미래

Digital Polysomnography : The Present and Future

신 홍 범 · 정 도 언

Hong-Beom Shin, Do-Un Jeong

■ ABSTRACT

Digital polysomnography was developed to overcome the limitations of Rechtschaffen and Kales rule and to compensate the shortcomings of paper polysomnography. It enables easy access to and secure preservation of sleep records, and provides various displays of sleep data to enhance efficiency of visual scoring of sleep records. Rechtschaffen and Kales rule had been criticized for its ambiguity and lack of considerations in spatial information of EEG. As sleep records are acquired and processed in digital mode, they can be analyzed at microscopic and macroscopic levels. Digital analysis of sleep records provides the basis for development of new sleep measures. Sleep staging in digital polysomnography is based on the various analyses of EEG. Sleep apnea, hypopnea and periodic limb movement are detected automatically by digital analysis of respiratory signals and leg EMG. Digital polysomnography plays a complementary role to visual scoring and compensates the limitations of paper polysomnography. Digital polysomnography, including acquisition, processing and analysis of sleep records in digital mode, can be a great help in the development of sleep medicine, enabling the development of new sleep measures and the exchange of sleep records between sleep laboratories. *Sleep Medicine and Psychophysiology* 2004 ; 11(2) : 73-79

Key words: Digital polysomnography · Signal processing · Polysomnography.

서 론

디지털 수면다원기록법은 ‘종이 없는 수면다원기록법’, ‘paperless polysomnography’ 라고 불리며, 컴퓨터의 도움을 받는다는 의미에서 ‘전산화 지원 수면다원기록법’, ‘computer-assisted polysomnography’ 또는 ‘전산화 수면다원기록법’, ‘computerized polysomnography’ 로도 부른다. 신체에서 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환해서 이를 모니터에 디스플레이하고, 이 과정에서 얻어진 기본 자

본 논문은 서울대학교병원 임상의학연구소에서 열린 2004년 10월 1일 열린 대한수면의학회 추계학술대회에서 구연발표된 바 있음. 서울대학교 의과대학 정신과학교실 및 서울대학교병원 신경정신과 및 수면다원검사실

Department of Psychiatry and Behavioral Science, Seoul National University College of Medicine, and Division of Sleep Studies and Department of Neuropsychiatry, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Corresponding author: Do-Un Jeong, Department of Neuropsychiatry, Seoul National University Hospital, 28 Yongon-dong, Jongno-gu, Seoul 110-744, Korea

Tel: 02) 2072-2294, Fax: 02) 744-7241

E-mail: jeongdu@snu.ac.kr

료와 관독 결과를 디지털화 하여 저장하는 것이 디지털 수면다원기록법의 내용이다.

컴퓨터를 이용한 수면 뇌파 분석은 1960년대 초반부터 시도되었으며, 크게 두 가지 목적에서 비롯되었다. 첫째, 수기 관독은 시간이 많이 걸리는 작업이며, 수면 장애로 수면 단계 변화가 심할 때 특히 그러하다. 숙련된 수면 전문가의 시간을 절약하기 위해 자동 분석이 개발되었다. 둘째, Rechtschaffen and Kales 지침(1)을 그 동안 적용시켜 오면서 많은 제한점이 발견되었으며, 디지털 분석을 통해 얻어진 새로운 정량적 정보가 이를 극복해 줄 수 있을 것이라는 기대에서였다.

수면다원기록 매체를 종이에서 디지털 저장 장치로 전환해야 하는 이유는 다음과 같다. 첫째, 수면다원기록지의 저장 공간 문제이다. 8시간 동안 기록이 약 1000페이지에 달하며, 의무기록으로 일정 기간 동안 보관해야 하기에 저장 공간이 크게 필요하다. 디지털 수면다원기록은 DVD ROM과 같은 디지털 기록 매체에 한 장당 약 64시간의 자료를 저장할 수 있어 비교할 수 없을 정도로 저장 공간은 작다.

둘째, 종이 수면다원기록에 비해 디지털 수면다원기록은

접근성과 보존성이 좋다. 종이 수면 기록은 이전 검사 기록을 찾고자 할 때 많은 시간과 노력이 필요하다. 이에 비해 디지털 기록은 부피가 매우 작고 전산 검색으로도 찾기가 쉬워 접근성도 높고, DVD-ROM 등에 저장되어 있으므로 종이 기록에 비해 장기간 보관할 수 있다.

셋째, 종이 수면다원기록의 경우에는, 뇌파, 안전도, 근전도, 호흡 신호, 심전도, 혈중 산소포화도 등과 같은 수면다원 기록 신호의 정량적 평가가 힘들다. 디지털 수면다원기록에서는, 다양한 정보 처리와 연산을 시행할 수 있어, 수면단계, 무호흡, 저호흡, 주기성 사지운동 등에 대한 자동 분석과 데이터 추출이 가능하다. 따라서 연구의 지평을 넓힐 수 있다.

넷째, 종이 수면다원기록에서는, 한 쪽에 1 판독 단위(epoch)만을 보여줄 수 있다. 따라서 여러 판독 단위에 걸쳐 나타나는 수면 사건들을 판정하는데 불편함이 있다. 디지털 수면다원기록 장치에서는 다양한 형태로 보여 줄 수 있어 판독에 크게 도움이 된다.

다섯째, 디지털 기록에서는, 이미 수집되어 기록된 자료에서도 필터 세팅(filter setting), 민감도(sensitivity), 전극 구성(montages) 등을 쉽게 바꿀 수 있다. 자료를 다양한 조건에서 관찰할 수 있고, 정보의 손실을 줄일 수 있다.

Rechtschaffen과 Kales는 1968년 정상인의 수면단계에 대한 분류 지침(1)을 통일하였고, 이후 이 지침이 정상인과 수면 장애 환자의 수면단계 분류 및 진단에 사용되어 왔다. 그 과정에서 다음과 같은 제한점이 발견되었다. 첫째, 규칙 자체가 모호하다는 점이다. 1 단계 수면의 뇌파 기준의 경우 “낮은 전압의 혼합된 주파수(low voltage and mixed frequency)” 이어서 자의적인 해석이 가능하므로 수면 단계 판정 기준으로 적합하지 않다는 비판이 있다. 둘째, 판독 단위를 30초로 정하고, 30초의 판독 단위를 주도하는 수면 단계를 그 판독 단위의 수면 단계로 배정한다. 15초 미만 지속되는 수면현상은 결과적으로 무시하므로 수면현상에 대한 시간적 해상도(temporal resolution)가 떨어진다. 셋째, 수면 단계를 렘수면과 4개의 비-렘수면으로 ‘단순하게(crude)’ 분류하여 다양한 수면 현상에 대한 기술이 힘들다. 넷째, 활용되는 뇌파가 C3, C4 및 O1, O2로 제한되어 있어, 전두엽 등 다른 부위의 뇌파 활동이 배제되므로, 수면과 관련된 뇌 활동의 전반적 관찰이 불가능하다. 다섯째, 델타 파의 진폭에 대한 기준이 모호하다. 특히 노인의 수면에서 나타나는 델타 파 진폭 감소가 고려되지 않아 노인에서 서파 수면이 과소 평가되는 문제점이 생길 수 있다. 여섯째, 렘 수면 동안 나타나는 1, 2단계 수면은 렘 수면으로 포함해서 판독하고 있으나 이에 대한 생리학적 근거가 없다. 이상 제기된 문제점을 해결하고 수면단계 판독과 수면장애

진단의 효율을 증가시키기 위한 방법으로, 정량적 지표 제시가 가능한 디지털 분석이 대두되고 있다(2,3).

본 론

위에서 언급한 디지털 수면다원기록의 장점을 살리기 위해서는, 피검자의 아날로그 신호를 획득(signal acquisition)하고, 전처리(preprocessing)하여, 디지털 변환하는 과정(analog-digital conversion)이 필요하다. 여기에는 잡음이나 인위적인 신호를 제거(artifact rejection)하고, 적절한 수준으로 증폭(amplification)하는 과정이 포함된다.

1. 신호 획득 및 전처리

1) 신호추출비율 조건(sampling rate requirements)

뇌파 신호의 디지털 분석기는 Nyquist 법칙에 따라, 분석하고자 하는 신호 최고 주파수의 2배 이상의 신호추출비(sampling rate)가 필요하다. 예를 들어 16 Hz 수면 방추파 추출에 32 Hz의 추출비가 필요하지만, 주파수 대역의 작은 변화, 예를 들어 수면 방추에서 0.25 Hz 정도의 변화를 감지하기 위해서는 1024 Hz의 신호추출비가 필요할 수도 있다(4). 35 Hz 고주파 대역 필터(high filters)를 사용해 뇌파, 안전도, 근전도 등의 수면 기록을 적절한 수준으로 추출하기 위해서는 100 Hz 수준의 신호추출비가 필요하다. 심전도 신호에서 심박동수 변이성(heart rate variability) 분석을 하려면 250 Hz 이상의 신호추출비가 필요하지만, 심박동수(heart rate)만을 측정하고자 하는 경우에는 100 Hz 이상으로만 추출하면 충분하다(5). 구강 식도 내압의 분석에는 100 Hz 이상의 신호 추출비가 필요하다.

2) 진폭 해상도 조건(Digital amplitude resolution requirements)

소프트웨어를 이용한 해상도 증폭이, 하드웨어에서 얻어진 진폭 해상도를 넘어설 수 없으므로 초기 진폭 해상도(initial amplitude resolution)의 범위 설정이 매우 중요하다. 뇌파 신호를 0.5 μ V의 해상도로 표시하려면, 12 비트 아날로그-디지털 신호 변환이 필요하다. 따라서 12 비트 해상도가 수면 기록에 필요한 최소 조건이다. 16 비트 해상도에서는 소프트웨어를 이용한 증폭을 향상시켜주며, 잡음 발생도 줄여준다(6).

2. 디스플레이

수면기록 판독용 모니터는 해상도가 높아야 한다. 1280

×1024 픽셀(pixels)의 해상도를 지녀야 한다(모니터 화면은 20 인치 이상). 종이 기록과 달리 디지털 기록에서는 신호 모양을 더 자세히 보기 위해 확대할 수 있다. 디지털 기록을 종이에 인쇄할 경우에 300 dpi 해상도를 유지할 수 있어야 한다.

3. 수면 기록의 저장

저장된 디지털 수면기록에는, 가공되지 않은 자료(raw data)와 판독 결과물(documentation)이 포함된다. 디지털화 되어 저장된 수면기록은 종이 기록에 비해 더 작은 저장 공간과 뛰어난 접근성을 가진다는 장점이 있다. 컴퓨터 하드웨어 및 소프트웨어가 빠른 속도로 발전하면서 저장 매체도 지속적으로 바뀌고 있으며, 현재는 DVD-ROM이 가장 많은 데이터를 안정적으로 보관할 수 있는 매체로 이용되고 있다.

검사실 간의 데이터 교환을 위해서는 적절한 데이터 형태를 정해 놓을 필요가 있다. “EDF format”이 현재 보편적으로 이용되고 있으며, 구조가 간단하고, 각기 다른 신호추출비로 얻어진 신호도 저장할 수 있으며, 기록 조건과 관련된 정보도 함께 저장할 수 있는 장점이 있다(7).

수면 검사 중 환자의 행동과 음성 및 코골음 등을 비디오 녹화기로 별도 기록해 왔으나(8), 최근에 나온 디지털 수면 다원기록 시스템에는 비디오 보드가 장착되어 있어 수면다원기록과 동시에 비디오 기록이 가능하다. 비디오 기록이 차지하는 저장 공간도 초기에 비해 크게 줄일 수 있었다. DVD-ROM과 같은 대용량 저장 매체가 저렴한 가격에 보급됨에 따라 수면다원기록과 비디오 기록의 동시 저장이 한층 더 용이해졌다.

4. 자동 분석

수면다원기록의 자동분석은 디지털 수면다원기록법의 최종목표이다. 자동 분석 시스템 개발과 관련된 대부분의 연구들은, 6명에서 10여명에 이르는 적은 수의 자료를 분석하였다(9). 이들 연구는 대개 정상인들을 대상으로 새로운 분석 시스템의 기술적 수행 능력을 비교한 것이며, 수면 장애 환자들을 대상으로 한 것은 드물다.

Holler 등은 Oxford Medilog 9000 system으로 얻은 4개의 수면 기록에서 수면단계 자동 판독 후 수기 판독과 비교하였다. 자동 판독의 입면 시점은 수기 판독에 비해 짧았으며, 자동 판독은 일관되게 램수면을 적게 판독하는 경향을 보였다(9).

정도연(10)은 11명의 수면 무호흡증 환자들의 수면 기록을 대상으로 Oxford Medilog SAC 847 system을 이용하여 분석한 후, 수면 전문가의 수기 판독 결과와 비교하였

다. 이 연구에서 자동 판독이 수기 판독보다 1단계 수면과 램수면을 적게 보고하며, 각성을 더 많이 보고하는 것으로 나타났다.

Sforza 등이 Oxford Medilog 9200 system을 이용한 30명의 48시간 수면 기록 연구에서는 자동 판독이 전체 수면 시간과 2단계 수면을 과소 평가하고, 1단계 수면을 과대 평가하는 경향을 보였다. 이러한 차이는 K-복합체의 진폭과 지속 시간과는 비례하고 수면 방추파의 주파수와는 반비례하는 경향을 보였다(11).

1) 수면뇌파 자료 자동분석

신호 전처리 과정의 목적은 가공되지 않은 방대한 양의 자료를 통계적 도구로 다룰 수 있는 양으로 축소하는데 있다. 100 Hz로 추출된 신호가 전처리 과정을 통해서 1 Hz의 해상도를 가지는 신호로 압축된다. 전처리 과정에서 각 뇌파 영역별 파워, K-복합체, 수면 방추파, 두정부 첨파 등과 같은 특징적 신호(features)가 얻어진다.

인위적 잡음(artifact) 제거가 전처리 과정에서 중요하다. 뇌파 신호의 신호 잡음으로는 심전도, 안전도, 근전도 및 신체 움직임에서 유래한 것이 중요하며, 땀으로 전극에서 발생하는 신호 잡음도 있다.

(1) 신호 전처리(Signal preprocessing)

① 스펙트럼 분석(Spectral analysis)

스펙트럼 분석(spectral analysis)는 가장 오랫동안 사용되어 온 뇌파 분석 방법으로, 신호의 서로 다른 주파수 대역을 정량화할 수 있다. 스펙트럼 분석을 위해서는 고속 푸리에 변환(fast fourier transformation(FFT)) 알고리즘을 이용한다. 신호추출비와 함께 신호 분절(signal segment)이 고속 푸리에 변환(FFT)의 주파수 해상도를 결정한다. 신호추출비의 절반이 고속 푸리에 변환을 이용해서 탐지 가능한 최대 주파수이며, 신호 분절의 역수가 주파수 해상도를 결정한다. 즉 신호 분절이 2초라면, 주파수 해상도는 0.5 Hz이다. 스펙트럼 분석은 주파수에 대한 정보를 분석하는(frequency-domain analysis) 것이며 진폭에 대한 정보는 분석하지 않는다. 따라서 델타파(delta wave, 75 uV)와 같이 파형 분류에 있어 진폭을 고려해야 하는 경우에는 적용의 어려움이 있다. 주파수 대역에서 파워를 계산할 때, 고정된 주파수 대역 구분이 문제가 될 수 있다. 주파수 대역이 너무 좁거나 적절하지 않게 구분되어 있을 수 있다. 이러한 제한을 극복하기 위해 전체 파워에 대한 상대적인 비율을 계산하기도 한다(12).

② 주기 분석(Period analysis)

주기 분석(period analysis)는 수면 전문가가 하는 수기 판독에 가까운 전처리 방법이다. 뇌파 파형에서 파의 봉우리 탐지(peak detection)나 영점 교차(zero crossing) 등을 시행하는 시간 대역 기반 분석법(time-domain analysis)이다. 수학적 계산이 많이 필요하지 않는다는 점에서 인기가 있다. 주기 진폭 분석(period amplitude analysis)와 스펙트럼 분석을 체계적으로 비교한 연구에 따르면, 두 방식 모두 낮은 진폭을 가지는 델타 파에 대해서는 유사한 결과를 보이며, 고주파에 대해서는 스펙트럼 분석이 더 나은 것으로 나타났다(13). 신흥범 등은 안전도 신호에 대한 주기 분석을 이용하여 느린 안구 운동을 탐지하였으며, 이를 이용하여 1단계 수면에 대한 판정 정확도를 높이기도 하였다(14).

③ 적응적 분절(Adaptive segmentation)

뇌파 기록을 그 지속시간과 파워 스펙트럼으로 규정하는 분절(segment)로 구분하게 되면, 일과성 이벤트를 추출하여 원 뇌파 기록에 충실하게 나타낼 수 있다. 이 방식을 이용하면 신호의 시간적인 구조가 유지되며, 분절과 일과성 이벤트를 적은 수의 변수로 표시하고, 판별 분석과 같은 통계적인 방법을 이용할 수 있다(15). 수면 분절이 있는 환자에서 주의력(vigilance) 수준의 빠른 기록이 있을 수 있으며, 이 경우 시간 해상도(time resolution)의 손실을 피하기 위해서, 짧은 판독 단위에 대해 전처리를 해야 한다. 이 개념을 도입하여 졸리움(drowsiness) 상태와 입면 상태에 대한 연구를 시행하였으며, 고정된 판독 단위에 기반한 분석에 비해 우수한 것으로 나타났다(16). 따라서 이 기법이 수면단계 변화와 입면기 주의력 변화 등을 탐지하는데 더 나은 것으로 기대된다.

④ 구성 요소(Component) 분석

가. K-복합체(K-complex)

K-복합체는 2가지 기능을 가진다. 첫째, K-복합체는 외적인 자극 혹은 내적인 평형위치 감각에 반응하고, 둘째, 수면을 보호하고, 서파 수면으로의 진행을 유도한다. 첫번째 기능을 하는 K-복합체는 유발 전위와 유사한 형태를 지니며, 두번째 기능을 하는 경우에는 서파 수면의 델타 파와 유사한 형태를 지닌다. 2단계 수면이 진행될수록 이런 유형의 K-복합체가 더 많이 출현한다(17). K-복합체에 대한 자동 탐지는 여러 방법으로 가능하다. 그 중 가장 좋은 방법은 웨이블릿 변환(wavelet transform)을 이용한 것이다(18).

나. 수면 방추파(Sleep spindles)

사람에 따라 수면 방추파의 공간적 분포와 주파수 양상이 다르다. 12 Hz의 주파수는 전두엽에서 최대로 관찰되거나 14 Hz의 주파수는 두정엽에서 최대로 관찰된다(19).

수면 방추파는 정보 처리 과정이나 뇌의 깊은 영역에서 발생한 신호로부터 감각운동 영역을 보호하여 수면을 유지시키는 역할을 한다고 알려져 있다. 따라서 수면 방추파의 개수가 많을수록 수면이 충분히 보호되고 있다고 볼 수 있다. R & K 규칙에서는 수면 방추파의 개수에 대해서 언급하고 있지 않지만, 2 단계 수면 중의 수면 방추파의 개수를 측정하여 수면의 질을 평가하는 지표로 사용할 수 있을 것이다(3). 수면 기록에 대한 디지털 분석은 충분한 정확도로 수면 방추파를 탐지할 수는 있지만, 수면 방추파의 유형과 주파수까지 구분하여 탐지하지는 못하고 있다(19).

다. REM

신경망 모델을 이용한 자동 분석법에서는, 근전도나 안전도에 대한 분석 없이도 렘수면을 각성이나 1단계 수면과 구분할 수 있다. 이러한 연구 결과는 렘수면의 특징적 배경 뇌파가 빠른 안구 운동과는 무관한 것임을 시사한다(3).

라. 서파 수면(Slow wave sleep)

서파에는, 사인파와 유사(sinusoidal waves)한 1~2 Hz 주파수의 유형과 다형성(polymorphic)이며 1 Hz 미만의 주파수를 가지는 유형이 있다. 전자는 전두엽에서 관찰되며 외부 자극과 무관하게 나타나는 K-복합체와 유사하고, 후자는 두정-측두엽에서 관찰된다. 서파의 자동 탐지는 어려운 문제가 아니다. 하지만 자동 분석을 통해서 서파 미세 구조의 어떤 것을 구분하고 정량해야 하는 지 결정하기 힘들다. 따라서 미세 구조 분석에는 첫째, 전체 수면 시간 중 나타나는 서파에 대해 진폭 분포 뿐 아니라 공간적 분포가 기술되어야 하고, 둘째, 앞 서 언급한 서파의 두 유형들의 시간적 분포가 기술되어야 하며, 셋째, 서파 수면 중 알파 파, 베타 파 및 델타 파의 양과 분포가 기술되어야 한다(3).

(2) 뇌파 조합(Combination of features derived from EEG analysis) 과 수면단계 판정

추출된 뇌파신호들의 특징적인 파형들을 조합하여 수면단계를 정한다. 수면 단계 결정은 정해진 규칙에 따른다. 이러한 규칙들은 미리 개발 과정에서 결정 되어 있는 것일 수 있으며, 새로운 수면기록들을 분석하면서 점차 개선되는 양상을 보일 수도 있다. 이러한 규칙을 만들기 위해서 가장 흔히 사용되는 기법이 인공 지능망 모델(artificial neural network)이다. 임상적 목적으로 개발되어 이용되는 자동 분석 시스템의 궁극적인 목적은 R & K 규칙에 따른 수기 판독에 근접하는 것이다. 한편, 자동 수면 단계 분석 시스템은 각 뇌파 대역의 상대적 비율, 수면 방추 등에 대한 자세한 정보를 주며, 이를 통해 수면 전문가의 수기 판독을 지원할 수 있다.

① 수면 단계 판정을 위한 알고리즘

가. 인공 지능망 모델

인공 지능망 모델은 전처리 과정에서 얻어진 특징들을 기반으로 수면 단계를 자동분류하는 기능을 향상 시키는데 이용되었다(20). 인공 지능망 모델은 뉴런이라고 불리는 기본적인 처리 단위들이 대량으로 연결되어 구성된다. 각 뉴런에 저장된 정보들은 연결되는 뉴런들 사이에 영향을 미치는 수학적 가중치를 나타낸다. 이러한 지능망을 통해서 전체적으로 일관된 처리 방식이 개발되어 나올 것이라는 것이 이 모델의 기본 개념이다. 의사 결정 단계에서 각 뉴런들은 다른 뉴런들로부터 전달 받은 가중치를 합한 다음, 다른 뉴런에 전달해 줄 결과치를 만들어 낸다. 개개의 지능망은 다른 뉴런과 연결된 뉴런들로 구성된다. 이러한 뉴런들이 일정한 그룹을 형성한 것을 층(layer)라고 한다. 가장 흔히 쓰이는 모델은 다층 모델로서 한 개의 입력 층(input layer), 한 개의 출력 층(output layer)과 여러 개의 숨겨진 층(hidden layer)으로 구성된다. 각 연결의 가중치(weight)는 학습 기간 동안 조정되며, 그 과정을 통해 최적화(optimize) 된다.

R & K의 수면 판독 규칙을 모방하는 시스템은 Schaltenbrand 등이 개발하였는데, 시스템을 12개의 수면 기록을 기반으로 학습시킨 후 11개의 다른 기록에 적용시켰다(21). 이 시스템과 수기 판독간의 일치율은 80.6%로 1단계와 3단계 수면에서 가장 낮았다. 이들은 이 시스템을 개선시켜 다양한 질환군과 더 많은 대상군에 적용시켰다. 그 결과 수면 전문가들 사이의 일치도는 87.5%, 수면 전문가와 시스템 사이의 일치도는 82.3%였다(22).

나. 하이브리드 시스템(Hybrid system)

아날로그와 디지털 측정 방식이 결합되었다는 점에서 '하이브리드'라고 불린다. 각 파형을 탐지하기 위한, 채널이 분리된 하드웨어를 사용해서 수기 판독과 유사하게 파형을 측정한다. 디지털 컴퓨터가 이들 파형을 수기 판독 규칙에 따라 판정하여 수면 단계를 결정한다. 대개의 시스템은 알파 파, 델타 파, 수면 방추파, 베타 파 및 빠른 안구 운동 등에 대한 채널을 가진다(23).

Martin 등은 정상인과 경도의 수면 장애를 가진 사람들을 대상으로 수면 자료에 대한 수기 판독과 디지털 판독을 하루밤 비교한 연구에서 80%에서 85%에 이르는 일치도를 보고하였다(24).

(3) 뇌파를 이용한 자동 수면 단계 판독 : 새로운 접근

R & K 규칙이 수기 판독의 기준으로 널리 쓰이고 있지만, 수면의 미세 구조가 반영되어 있지 않으며, 모호한 표현으로 인해 자동 판독의 기준으로 쓰이기에는 많은 제한점이 있다(25). R & K 규칙을 모방해서 이를 자동 판독에

구현하려고 하던 기존의 시도와는 달리, 적응적 분절(adaptive segmentation), 뇌파에 대한 정량적 분석, 연속 변수 등을 도입하면서 R & K 규칙의 제한점을 극복하려고 시도해 왔다.

Hjorth는 수면 프로파일(sleep profile)을 얻기 위해서, 뇌파에 대해 연속 변수, 활동도, 유동성, 복잡성 등의 통계적 수치를 도입하였다(26). Haustein 등은 뇌파 필터링과 근전도 분석을 이용해, 렘수면을 인지하고 수면의 깊이를 기술할 수 있는 두 가지 변수를 도입하였다(27).

Kemp는 델타 파워와 유사한 비-렘수면을 각각 반영하는, 0~100% 범위에 있는 수면 깊이에 대한 연속 스케일과 1초 간격으로 기술되는 렘수면에 대한 스위치(switch)를 도입할 것을 제안하였다(2). 이 제안은 렘수면과 비-렘수면이 동시에 존재할 수 있다는 것을 전제로 한 것이다. Pardey 등이 개발한 모델은 신경망에서 도출된 세 개의 연속 결과 변수를 제공한다. 이 세 변수는 0부터 1사이의 값을 가지며 확률을 나타낸다. 이 변수들은 '각성', '렘수면/얕은 잠', '깊은 잠'에 해당한다. 이 세 변수들로부터 수면 단계를 산출할 수 있으며, 이 변수들의 빈번한 기록은 수면 분절과 각성을 의미한다(28).

2) 수면 사건에 대한 자동 분석

(1) 수면 무호흡증

① 호흡 신호 측정의 문제점

호흡 신호의 분석은 신호 자체가 교정(calibration) 되지 않기 때문에 신호의 종류와 신호 측정 장치의 영향을 받는다. 서미스터(thermistors)나 열전쌍(thermocouples)은 호흡 기록기(pneumatograph)으로 측정된 호기(airflow)와 정량적인 연관성이 없다. 또 압전변형측정 장치(piezoelectric strain gauge)나 길이 변화에 따라 호흡 운동을 측정하는 장치들은 피험자의 자세와 수면 중에 나타나는 움직임의 영향을 크게 받는다. 전기유도성 호흡체적 변동기록기(respiratory inductive plethysmography, RIP)가 호흡 노력에 대한 가장 정확한 비침습적 측정 장치이다.

② 무호흡/저호흡 탐지 분류 시스템

가. 호흡 신호의 진폭 분석

호흡 신호의 진폭을 결정하기 위해서는 기저치를 정해야 한다. 기저치는 무호흡이나 불규칙적인 호흡 이전의 규칙적인 호흡에서 산출할 수 있다. 호흡 신호의 진폭은 그 신호의 제 1 미분 변수를 계산해서 구할 수 있으며, 제 2 미분 계수를 이용하여 탐지 정확도를 높일 수 있다(29).

나. 전기유도성 호흡체적 변동기록기(Respiratory inductive plethysmography, RIP)

위에서 언급한 호흡 신호 측정과 관련된 문제를 극복하기 위해, Taha 등은 산소포화도 감소와 전기유도성 호흡체적 변동기록기를 이용하였다. 그들은 저호흡의 경우를 “연속적인 세 번의 호흡 동안 전기유도성 호흡체적 변동치가 20% 이상 감소하는 것”으로 정하였다(30). 다른 기준에 따르면 저호흡은 50% 이상의 호흡 기류 감소를 지칭한다. 현재까지 이에 대한 기준은 통일된 것이 없다(31). 한편 무호흡은 10초 이상 호기 기류가 나타나지 않는 것이다. 하지만 교정(calibration)되지 않는 신호를 이용한 간접적인 측정법에서 호기 기류가 0 이 되는 것을 탐지하기는 쉽지 않다. 따라서 Taha 등은 기저치 기준으로 초당 25 ml의 공기 흐름까지는 무호흡으로 정하였다(30).

(2) 주기성 사지 운동증

주기성 사지 운동에 대한 판독 기준은 미국수면협회(American Sleep Disorder Association, ASDA)가 정한 바를, 디지털 판독 시스템에 바로 적용시킬 수 있다(32). 사지 운동이라고 하려면 전 경골근의 근육 활동도가 0.5~5초의 지속 시간 동안 기저치에 비해 25% 이상 상승해야 한다. 주기성을 부여하려면, 4개 이상의 사지운동 5~90초 범위의 간격으로 나타나야 한다.

(3) 코골음

코골음 분석은 측정 신호의 특성에 영향을 받는다. 대개 코골음의 전체 크기의 증감에 대해서만 기록된다. 환경 소음에는 선택적으로 둔감하고 코골음의 주파수 대역에 더 민감한 필터를 사용하면 코골음을 더 정확하게 측정할 수 있다(33). 탐지된 코골음의 간격을 분석하면 규칙적인 코골음과 무호흡을 구분할 수 있다(33).

(4) 혈중 산소 포화도

산소 포화도가 기저치의 4% 이상 감소하거나, 초 당 0.1% 씩 감소하여 2% 이상 감소하였을 때, 산소 포화도 감소가 있다고 정의한다. 산소 포화도 감소는 무호흡/저호흡 삽화 개수와 관련이 있다(30).

(5) 심전도 및 심박동수

심전도나 심박동수의 자동 분석 기준은 매우 잘 확립되어 있다. 심박동수 변이성(heart rate variability, HRV)을 이용한 연구를 통해서, 각성, 렘수면, 비-렘수면 단계에 따른 자율신경 조절에 대한 새로운 견해가 나오고 있다(34). 무

호흡과 관련된 심박동수의 주기적인 변화를 수면관련 호흡 장애의 진단에 보조적인 자료로 사용할 수 있다(32).

5. 보고서 작성

수면다원기록의 판독 후 다음과 같은 결과물을 내야 한다. 보고서에는 수면도(hypnogram)와 수면 검사 표준 변수가 포함되어야 한다. 표준 변수에는 총 검사 시간(time in bed), 총 수면 시간(total sleep time), 각 수면 단계 별 시간 비율(percentage of time spent in sleep stages), 수면 효율(sleep efficiency), 입면 잠복시간(sleep latency), 각성 회수(number of period of wakefulness) 등이 포함된다. 그리고 이러한 변수들을 산출한 기준을 함께 제시해야 한다. 수면단계변동(sleep stage shift)에 대한 정보는 수면 장애가 있는 환자를 파악하는데 도움이 된다. 각성 횟수도 기술해야 한다. 호흡 관련 정보 분석에는 무호흡과 저호흡 회수가 기술되어야 하며, 폐쇄성, 중추성 및 혼합성으로 나누어 기술해야 한다. 무호흡 혹은 저호흡 횟수를 체위에 따라 나누어 기술하고, 산소 포화도 감소를 기술하며, 90% 그리고 80% 이하의 산소 포화도를 보인 시간 비율을 표 또는 그림으로 표시한다(35). 각 단계 별 평균 산소 포화도도 기술한다. 주기성사지운동 횟수도 기술한다.

결 론

수면기록의 디지털 분석이 R & K 지침에 따른 수기 판독을 완전히 대체할 수는 없지만, 수면 질환의 진단에 보완적으로 이용되고 있다. 그러나 디지털 시스템을 이용할 때 이 시스템의 제한점을 잘 알고 있어야 한다. 이러한 시스템의 산출 결과들은 기록되는 신호의 질에 따라 달라진다. 잡음(artifact)에 의한 기록의 왜곡 등 여러 가지 기술적 문제가 생길 수 있으므로 수면 기록의 자동 분석 결과는 숙련된 수면 전문가가 철저히 검증한 후 사용되어야 한다.

그럼에도, 수면기록의 자동 분석 시스템은 방대한 작업을 단 시간에 수행할 수 있다는 장점을 가진다. 그리고 인간의 눈이 가려낼 수 없는 부분의 분석이 가능하다. 이를 기반으로 R & K 규칙의 제한을 극복할 수 있는 새로운 수면 결과 변수를 산출할 수 있는 가능성이 열려있다. 현재까지 공식적으로 새로운 결과 변수를 사용하고 있지는 않지만, 적응적 분절(adaptive segmentation), 텔과 파워 지표, 컬러 스펙트럼 배열(color spectral array), 연속 궤적법(continuous traces) 등이 수면 생리와 수면 장애 환자에 대한 이해를 넓히는 데 기여하고 있다. 이러한 새로운 지표에 대한 규칙을 개발하고 확립해서 합의를 이루기 위해 많은 연구

들이 진행되고 있다. 장차 수면 검사실들을 네트워크(net work)으로 연결할 수 있게 되면, 많은 수면 검사실들 간의 다양한 경험을 공유할 수 있어 이러한 연구에 도움이 될 것으로 기대한다.

중심 단어 : 디지털 수면다원 기록법 · 신호처리 · 수면다원 검사.

REFERENCES

1. Rechtschaffen A, Kales A. Manual of Standard Terminology, Technique and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects Los Angeles: Brain Information Service/Brain Research Institute, UCLA:1968.
2. Kemp B. A proposal for computer-based sleep/wake analysis. *J Sleep Res* 1993;2:179-185
3. Kubicki S, Herrmann WM. The future of computer-assisted investigation of the polysomnogram: sleep microstructure. *J Clin Neurophysiol* 1996;13:285-294
4. Smith JR. Automated EEG analysis with microcomputers. *Med Instrum* 1980;14:319-321
5. Bailey JJ, Berson AS, Garson A, Jr., Horan LG, Macfarlane, PW, Mortara DW, Zywiets C. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* 1990;81:730-739
6. Hasan J. Past and future of computer-assisted sleep analysis and drowsiness assessment. *J Clin Neurophysiol* 1996;13:295-313
7. Kemp B, Varri A, Rosa AC, Nielsen KD, Gade J. A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992;82:391-393
8. American Electroencephalographic Society. Guidelines for polygraphic assessment of sleep-related disorders (polysomnography). *J Clin Neurophysiol* 1992;9:88-96
9. Holler L, Riemer H. Comparison of visual analysis and automatic sleep stage scoring (Oxford Medilog 9000 System). *Eur Neurol* 1986; 25 Suppl 2:36-45
10. Jeong DU. Staging of sleep apneics's sleep: a comparison of computerized analysis with human scoring. *Seoul J med* 1993;34:295-300
11. Sforza E, Vandi S. Automatic Oxford-Medilog 9200 sleep staging scoring: comparison with visual analysis. *J Clin Neurophysiol* 1996; 13:227-233
12. Penzel T, Petzold J. A new method for the classification of subvigil stages, using the Fourier transform, and its application to sleep apnea. *Comput Biol Med* 1989;19:7-34
13. Geering BA, Achermann P, Eggimann F, Borbely AA. Period-amplitude analysis and power spectral analysis: a comparison based on all-night sleep EEG recordings. *J Sleep Res* 1993;2:121-129
14. Shin HB, Han JH, Jeong DU, Park KS. Automatic detection of stage 1 sleep utilizing simultaneous analyses of EEG spectrum and slow eye movement. *Sleep Med Psychophysiol* 2003;10:52-60
15. Praetorius HM, Bodenstern G, Creutzfeldt OD. Adaptive segmentation of EEG records: a new approach to automatic EEG analysis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1977;42:84-94
16. Hasan J, Hirvonen K, Varri A, Hakkinen V, Loula P. Validation of computer analysed polygraphic patterns during drowsiness and sleep onset. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1993;87:117-127
17. Halasz P, Pal I, Rajna P. K-complex formation of the EEG in sleep. A survey and new examinations. *Acta Physiol Hung* 1985;65:3-35
18. Jobert M, Tismer C, Poiseau E, Schulz H. Wavelets-a new tool in sleep biosignal analysis. *J Sleep Res* 1994;3:223-232
19. Jankel WR, Niedermeyer E. Sleep spindles. *J Clin Neurophysiol* 1985; 2:1-35
20. Robert C, Guilpin C, Limoge A. Review of neural network applications in sleep research. *J Neurosci Methods* 1998;79:187-193
21. Schaltenbrand N, Lengelle R, Macher JP. Neural network model: application to automatic analysis of human sleep. *Comput Biomed Res* 1993;26:157-171
22. Schaltenbrand N, Lengelle R, Toussaint M, Luthringer R, Carelli G, Jacqmin A, Lainey E, Muzet A, Macher JP. Sleep stage scoring using the neural network model: comparison between visual and automatic analysis in normal subjects and patients. *Sleep* 1996;19:26-35
23. Hasan J. Automatic analysis of sleep recordings: a critical review. *Ann Clin Res* 1985;17:280-287
24. Martin WB, Johnson LC, Viglione SS, Naitoh P, Joseph RD, Moses JD. Pattern recognition of EEG-EOG as a technique for all-night sleep stage scoring. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1972;32: 417-427
25. Himanen SL, Hasan J. Limitations of Rechtschaffen and Kales. *Sleep Med Rev* 2000;4:149-167
26. Hjorth B. EEG analysis based on time domain properties. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1970;29:306-310
27. Haustein W, Pilcher J, Klink J, Schulz H. Automatic analysis overcomes limitations of sleep stage scoring. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1986;64:364-374
28. Pardey J, Roberts S, Tarassenko L, Stradling J. A new approach to the analysis of the human sleep/wakefulness continuum. *J Sleep Res* 1996;5:201-210
29. Korten JB, Haddad GG. Respiratory waveform pattern recognition using digital techniques. *Comput Biol Med* 1989;19:207-217
30. Taha BH, Dempsey JA, Weber SM, Badr MS, Skatrud JB, Young TB, Jacques AJ, Seow KC. Automated detection and classification of sleep-disordered breathing from conventional polysomnography data. *Sleep* 1997;20:991-1001
31. Redline S, Sanders M. Hypopnea, a floating metric: implications for prevalence, morbidity estimates, and case finding. *Sleep* 1997;20: 1209-1217
32. The Atlas Task Force. Recording and scoring leg movements. *Sleep* 1993;16:748-759
33. Penzel T, Amend G, Meinzer K, Peter JH, von Wichert P. MESAM: a heart rate and snoring recorder for detection of obstructive sleep apnea. *Sleep* 1990;13:175-182
34. Raetz SL, Richard CA, Garfinkel A, Harper RM. Dynamic characteristics of cardiac R-R intervals during sleep and waking states. *Sleep* 1991;14:526-533
35. American Thoracic Society. Indications and standards for cardiopulmonary sleep studies. *Am Rev Respir Dis* 1989;139:559-568