

RLSM을 이용한 안구운동의 저속도 측정방법에 대한 연구

金圭謙^{*}, 高宗宣, 朴炳林

A Method for Slow Component Velocity Measurement of Nystagmus Eye Movements using RLSM

Gyu-Gyeom Kim, Jong-Sun Ko, and Byung-Rim Park

요 약

일상 생활에서 인간의 자세와 운동은 전정기관, 시각, 고유수용체에 의해 조절되어진다. 특히 전정기관은 정전안구반사를 통한 안구 운동과 전정척수반사를 통한 골격근의 수축 운동을 제어하는 매우 중요한 기능을 갖고 있다. 그러나 자세 조절기능의 손실로 인한 자세 부조화는 오심, 구토, 현기증을 초래하여 삶의 의욕을 상실케 만들고 안전이라 불리는 비정상적인 안구반사운동을 초래한다. 현기증 진단에 EOG를 이용한 안전의 분석이 필요하다. 본 연구의 목적은 데이터 처리를 위한 컴퓨터 시스템과 OKN 시뮬레이션 시스템에 의해 유발된 안전 서상속도의 자동 평가 알고리즘을 개발하는데 있다. 본 논문에서는 RLSM을 이용하여 안전의 서상속도를 검출하는 새로운 알고리즘을 제안하였다. 이 방법은 눈 깜빡임과 같은 artifact에 둔감하여 안전의 빠르고 정확한 평가가 가능하다.

ABSTRACT

A control of the body posture and movement is maintained by the vestibular system, vision, and proprioceptors. Especially, vestibular system has a very important function that controls the eye movement through vestibuloocular reflex and contraction of skeletal muscles through vestibulospinal reflex. However, postural disturbance caused by loss of vestibular function results in nausea, vomiting, vertigo and loss of craving for life. Loss of vestibular function leads to abnormal reflex of eye movements named nystagmus. Analysis of the nystagmus is needed to diagnose the vertigo, which is performed by means of electrooculography(EOG). The purpose of this study is to develop a computerized system for data processing and an algorithm for the automatic evaluation of the slow component velocity(SCV) of nystagmus induced by optokinetic(OKN) stimulation system. A new algorithm using recursive least square method(RLSM) to detect SCV of nystagmus is suggested in this paper. This method allows a fast and precise evaluation of the nystagmus, through artifact rejection techniques. The results are depicted in this paper.

Key Words : RLSM, Vestibular system, Visual stimulation

1. 서 론

*원광대학교 XMRC 연구원

E-mail : kgkim@wonkwang.ac.kr

접수일자 : 2002. 7.26

1차심사요청일 : 2002. 7.30

심사완료일 : 2002.10. 4

인체의 평형 기능은 인간의 생활을 유지하는 데 필수적인 요소이지만 너무 자연스럽게 작동하고, 주어진 상황에 얼마든지 다양하게 적응하는 능력 때문에 그 중요성이 간혹 간과되기도 한다. 그러나 평형 또는 전

정기능을 상실한 경우에는 나타나는 증상과 기능적인 손실 때문에 인간의 균형이나 보행 등 기초적인 생활을 유지하는 데서부터 운동, 레저 등의 고급행위까지 모든 생활을 영위할 수 없게 된다. 현기증을 진단할 수 있는 전정기능 평가시스템은 1907년 Barany에 의해 환자를 회전의자에 앉히고 수동으로 충동적인 가속 자극을 통하여 외측 반고리관의 안구반응을 검사하는 것으로 시작되었다. 최근 의용공학의 발전으로 전정기능 평가시스템은 많은 눈부신 발전을 가져왔으며 계속 연구되고 있다^[1]. 또한 회전의자를 움직이는 모터의 발전과 전력전자 기술의 발전은 다양한 자극과 정밀제어가 가능해졌다^{[2][3]}. 또한 EOG와 컴퓨터 기술의 발전으로 안전의 분석에 대한 다양한 연구가 되고 있다^{[4][5]}. 가장 최근의 연구인 영차 보간법 (zero order interpolation)에서 가장 높은 인식율을 가지며 적은 속도 오차를 갖는다. 그러나 간이직선 (semi-straight line)에 의하여 근사 추정하므로 원 신호의 정보를 잃어버릴 수 있다.

본 연구에서는 제어분야에서 파라미터 추정에 널리 쓰이는 RLSM(recursive least square method)을 이용하여 직선의 기울기와 절편을 하나의 파라미터로 보고 추정하는 방법을 안전 분석의 새로운 방법으로 제안한다^[6]. 임의 개수의 구간마다 직선의 기울기를 RLSM을 이용하여 구하여 안구속도 신호를 얻을 수 있다. 원 신호와 에러가 최소가 되는 직선기울기를 구하므로, 고역노이즈 필터링 효과가 있으며, 이러한 이유로 눈 깜박임과 같은 아티팩트(artifact)에 둔감한 성질을 갖는다. 임의 구간으로 얻어진 안구속도 신호를 부호판별을 이용하여 서상과 속상으로 구분하고, 다시 한번 RLSM을 통하여 서상신호 구간, 속상신호 구간별 평균 기울기 값을 구하게 된다. 안구운동의 최종 분석은 푸리어 급수를 이용한 정현파 근사 곡선(sine curve fitting)으로 이득(gain), 위상(phase), 대칭성(symmetry)을 산출한다^[7]. 이 파라미터는 정상인 범위와 비교하여 질병의 진단에 사용된다. 이상의 결과를 실험을 통하여 논문에서 자세히 보인다.

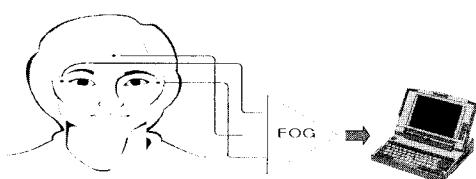


그림 1 안구신호를 측정하기 위한 방법
Fig. 1 A method to measure eye signals

2. 안구운동의 분석 방법

2.1 RLSM의 수학적 모델

통계학이나 자연과학에서 측정되는 실험값을 가지고 그 실험값을 잘 대표할 수 있는 함수를 구해내는 방법 중의 하나가 Lagrange에 의해서 고안되어 최소 제곱법(least square method)으로 알려져 있다. 그림 2와 같이 안전 곡선의 샘플된 데이터는 임의 시간에 대하여 각각의 크기값을 갖는 톱니파형이다. 톱니파형의 서상을 기울기가 우리가 알고자 하는 안전의 속도이므로 서상을 구성하는 점들을 가지고 기울기 경향을 잘 대표할 수 있는 직선 근사 함수를 추정하고자 한다. 근사 함수에 의한 곡선은 원 신호와 동일한 곡선을 구할 수는 없지만 구한 근사 곡선과 원 신호 데이터와의 오차가 가장 적은 곡선은 최소 제곱법을 이용하여 구할 수 있다. 따라서 직선 근사 함수는 다음과 같이 정의 할 수 있다^[6].

$$y = G(x) = a + bx \quad (1)$$

여기서, a 는 직선 근사 함수의 절편이고 b 는 기울이다. 그림에서와 같이 P_1, P_2, \dots, P_m 의 데이터와 근사 함수 $G(x)$ 와의 편차가 예리이며 다음 식과 같다.

$$E_k = G(x_k) - y_k \quad (2)$$

x_k 에서 근사 함수와 데이터 y_k 와의 차이인 에러를 최소화하기 위한 방법으로 최소 제곱법을 적용한다. 식 (3)의 편차가 최소가 될 때 가장 좋은 직선 curve fitting이 이루어진다.

$$E(g) = \sum_{k=1}^m [g(x_k) - y_k]^2 \quad (3)$$

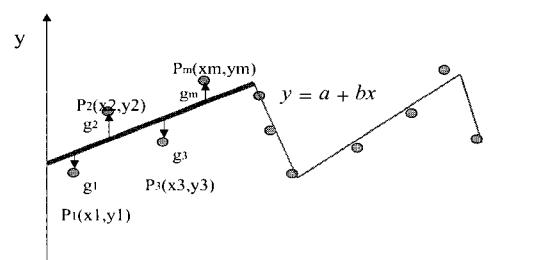


그림 2 RLSM에 의한 곡선의 근사
Fig. 2 Fitting curve by RLSM

P_1, P_2, \dots, P_m 의 데이터에 대하여 직선 근사의 에러가 최소가 되는 절편 a 와 기울기 b 파라미터를 구하고자 한다.

$$\begin{aligned} E(L) &= \sum_{k=1}^m [a + bx_k - y_k]^2 \\ &= [a + bx_1 - y_1]^2 + \dots + [a + bx_m - y_m]^2 \end{aligned} \quad (4)$$

따라서 위 식에서 필요 충분 조건은 $E(L)$ 을 파라미터 a 와 b 에 대해서 각각 편미분을 했을 때 $E(L)$ 이 최소가 되기 때문에 편미분을 이용한다.

$$\frac{\partial E(L)}{\partial a} = 0, \quad \frac{\partial E(L)}{\partial b} = 0 \quad (5)$$

위 식을 풀어 정리하여 각각 a , b 파라미터에 대하여 정리하면 2×2 선형시스템 방정식이 된다.

$$ma + (\sum x_k)b = \sum y_k \quad (6)$$

$$(\sum x_k)a + (\sum x_k^2)b = \sum x_k y_k \quad (7)$$

행렬식으로 정리한 normal equation은 다음 식과 같다.

$$\begin{bmatrix} m & \sum x_k \\ \sum x_k & \sum x_k^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum y_k \\ \sum x_k y_k \end{bmatrix} \quad (8)$$

위 식에서 a , b 파라미터의 해를 구하기 위해서 좌변 행렬의 역 행렬을 구해서 우항에 곱한다. 구해진 a 와 b 파라미터는 최소 제곱법에 의해 추정된 값이므로 ^ 연산자가 붙게 된다.

$$\begin{bmatrix} \hat{a} \\ \hat{b} \end{bmatrix} = \frac{1}{m \sum x_k^2 - (\sum x_k)^2} \begin{bmatrix} \sum x_k^2 - \sum x_k \\ -\sum x_k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sum y_k \\ \sum x_k y_k \end{bmatrix} \quad (9)$$

식 (9)를 통해 직선 근사 함수는 다음과 같다.

$$\hat{L}(x) = \hat{a} + \hat{b}x \quad (10)$$

최종적으로 최소 제곱법에 의한 직선 근사 함수식은 안전의 과정을 에러가 최소가 되는 기울기와 절편으로 근사 추정함으로써, 정확한 안전의 속도 계산이 가능해 진다. 본 논문에서는 순환 최소 제곱법(RLSM)을 실시간 파라미터 추정에 사용함으로써 새로운 데이터

가 들어올 때마다 전체의 방정식을 모두 다루어야 하는 일반적인 최소 제곱법의 불편을 없앴다. RLSM은 이전까지의 데이터에 의한 최소제곱법의 결과와 새로 들어온 데이터를 이용해서 이 데이터까지 포함한 새로운 최소 제곱법에 의한 결과를 구한다. k 개의 방정식을 이용한 최소 제곱법의 결과는 식 (11)이고 $k+1$ 개의 방정식을 이용한 결과는 식 (12)가 된다.

$$\hat{x}(k) = [A^T(k)A(k)]^{-1}A^T(k)b(k) \quad (11)$$

$$\hat{x}(k+1) = [A^T(k+1)A(k+1)]^{-1}A^T(k+1)b(k+1) \quad (12)$$

여기서, $A(k+1)$, $b(k+1)$ 은 아래와 같이 정리된다.

$$A(k+1) = \begin{bmatrix} A(k) \\ a^T(k+1) \end{bmatrix}, \quad b(k+1) = \begin{bmatrix} b(k) \\ b_{k+1} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$A^T(k+1)A(k+1) = A^T(k)A(k) + a(k+1)a^T(k+1) \quad (14)$$

위 식 (14)에서 P 에 대하여 다음과 같이 정의를 하면

$$\begin{aligned} p(k) &= [A^T(k)A(k)]^{-1} \\ p(k+1) &= [A^T(k+1)A(k+1)]^{-1} \end{aligned} \quad (15)$$

$$\begin{aligned} p(k+1) &= [A^T(k+1)A(k+1)]^{-1} \\ &= [A^T(k)A(k) + a(k+1)a^T(k+1)]^{-1} \\ &= [p(k) + a(k+1)a^T(k+1)]^{-1} \end{aligned} \quad (16)$$

P 들 간의 관계는 위 식으로 정리된다. 이 식을 역 행렬에 대한 예비정리(matrix inversion lemma)^[8]인

$$(P + uv^T)^{-1} = P^{-1} - \frac{P^{-1}uv^TP^{-1}}{1 + v^TP^{-1}u} \quad (17)$$

를 이용하면,

$$P(k+1) = P(k) - \frac{P(k)a(k+1)a^T(k+1)P(k)}{1 + a^T(k+1)P(k)a(k+1)} \quad (18)$$

이 된다. 이 식을 살펴보면 k 개까지의 최소 제곱법의 결과값을 새로운 데이터에 의한 항에 대해서 변화시킨다는 것을 알 수 있다.

2.2 분석 알고리즘

안전은 EOG 증폭기를 통해 최초 차동 증폭기를 통하여 750배 증폭되어지며 동상성분 노이즈는 제거된다. 측정시 유입되는 고주파 잡음이나 전도 신호는 저역 통과 필터에 의해 25Hz 이상의 주파수 성분은

감쇄된다. 하지만 여전히 상용전원 주파수 성분은 미소하지만 영향을 줄 수 있으므로, 60Hz 노치필터에 의해 제거된다. 시상수에 따른 AC증폭기의 신호의 왜곡을 줄이기 위해 DC증폭기로 설계되었으며 안진신호는 신호처리 가능한 범위까지 최대 20,000배 증폭되어 출력된다. 이 신호는 마이크로 프로세서와 A/D변환기를 통하여 디지털 변환된 후, RS-232방식을 통하여 PC로 무선 전송되며, 그림 3과 같은 분석 알고리즘에 의해 처리된다. RLSM에 의한 SCV 분석 알고리즘은 오프라인에 의한 처리이며 기본적으로 4단계로 나뉘어 단계적으로 처리된다. 처리과정은 (1)RLSM 처리 (2)영점교차 검출 (3)SCV 인식 (4)인위적 자극 제거이다.

처음 단계에서는 임의의 개수에 대하여 RLSM에 의한 직선 기울기를 구하는 것을 현재의 위치를 1씩 증가하며 마지막 데이터까지 반복한다. 다음 두번째 과정에서는 기울기의 부호판별을 통해 톱니파의 최대값과 최소값 지점을 찾고 두 지점간 구간에 대하여 RLSM에 의한 평균 기울기를 구한다. 세 번째 과정에서는 기울기 값을 모니터링 해가면서 기울기 크기와 기간을 비교하여 서상을 인식한다. 마지막 과정에서는 눈 깜박임과 같은 인공산물로 생긴 인위적 자극신호를 제거한다. 자극에 대한 안구반응 최저 속도는 $2^{\circ}/s$ 로 하여 그 미만의 값도 제거된다.

그림 4는 RLSM에 의한 처리과정을 보이고 있다. (a)의 안진 원 신호를 RLSM에 의한 기울기를 구한 파형은 (b)이며, 다음 단계를 차례대로 처리한 마지막 SCV 파형은 (c)이다. 노이즈에 무관하게 서상 속도만을 인식함을 보인다.

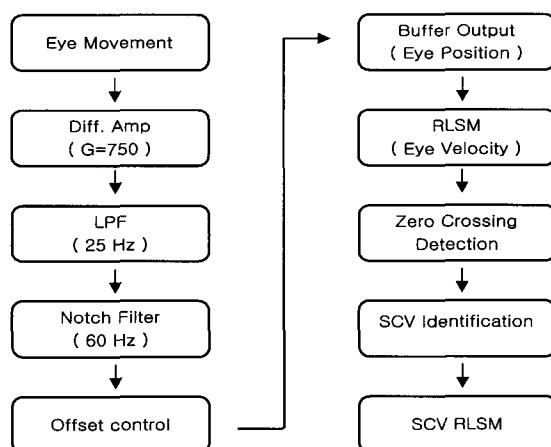


그림 3 RLSM 처리과정 블럭도

Fig. 3 Block diagram of RLSM processing

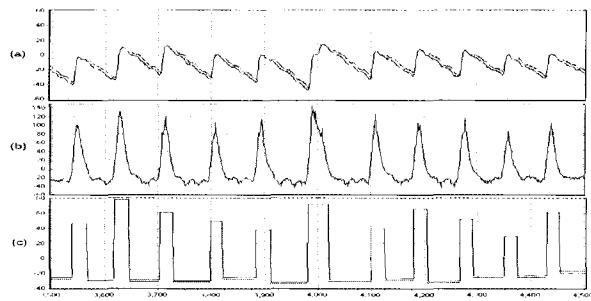


그림 4 RLSM에 의한 신호처리 과정

(a) OKN 시스템에 의한 안구 신호

(b) 신호 (a)에 RLSM을 적용

(c) 신호 (b)에서 서상 속도 검출

Fig. 4 The process of RLSM algorithm

- (a) The eye signal of eye movement by OKN system
- (b) The output of RLSM with signal (a)
- (c) The SCV found

2.2.1 RLSM 처리

기록된 안진 파형은 RLSM을 이용하여 임의의 데이터 개수 단위로 직선 균사 추정을 하고 이때 기울기 값을 저장한다. A/D변환은 16비트이며 샘플링 시간은 200Hz이다. 이때 직선 균사를 취하는 데이터 개수는 16개로 하였다. RLSM에 의한 직선 균사 추정에서 취하는 데이터 개수에 따라 특성이 달라진다. 데이터 개수는 임으로 선택할 수 있으나, 크게 할 경우에는 신호에 포함된 노이즈 성분을 필터링 하는 효과를 가져오나 원 신호의 기울기 변화점이 변하고 왜곡을 가져온다. 반대의 경우 기울기 변화량이 민감하고 노이즈에 영향을 받게된다. RLSM에 의한 처리과정은 샘플된 전체 데이터를 1번째부터 10번째까지 10개 데이터에 대하여 직선 균사 추정 후 기울기를 구하고, 다음 2번째부터 또 10개 데이터에 대하여 기울기를 구하는 것을 반복하여 마지막 데이터까지 전체 데이터의 기울기를 구한다. 이때 현재 데이터 위치를 기준으로 데이터개수의 반절 이전 데이터부터 앞으로 반절위치까지 직선 균사 추정 후 현재 위치에 기울기 값을 저장한다.

2.2.2 영점교차 검출

RLSM 방법에 의해 구한 속도 파형은 안진에 포함된 작은 노이즈 성분까지 모두 반영되어 나타남으로 직접 서상 구간을 찾는 것은 간혹 빠트리거나 속상으로 잘못 판단하는 문제점을 가지게 된다. 따라서 본 연구에서는 안진의 서상과 속상을 구분 짓는 최대점

과 최소점에서 기울기의 부호가 바뀜으로 인해 항상 영점을 교차한다는 것에 착안하여 서상과 속상 구간별 기울기를 구하였다. 앞서 구한 기울기 값을 모니터링하면서 부호가 바뀌는 지점을 처음 시작점으로 기억한다. 계속 진행하면서 다음지점에서 바뀌게 되는 지점을 끝점으로 기억한다. 처음 찾은 지점부터 끝점까지 데이터 개수를 카운트하여 그 구간에 대한 RLSM 방법에 의한 기울기를 구한다. 그리고 그 구간의 기울기를 다시 계산한 기울기 값으로 바꾸게 된다. 이러한 과정을 반복하여 전체 데이터에 대하여 처리한다.

그림 5는 영점 교차에 의해 최대, 최소점을 찾고 그 구간의 기울기를 구함으로 인해 이상적인 안전 파형의 속도 파형과 같이 리플잡음이 전혀 나타나지 않는 속도 파형으로 구해짐을 알 수 있다.

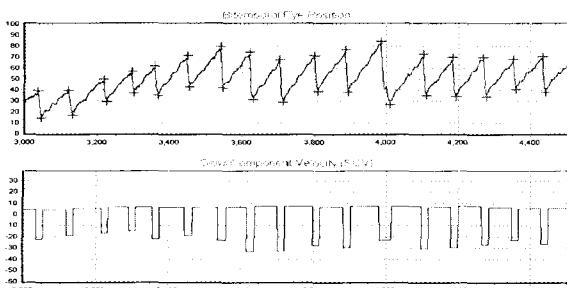


그림 5 영점 교차에 의해 찾은 최대 최소점 구간의 RLSM 분석

Fig. 5 The RLSM signal where the maximum and minimum points found by zero-crossing

2.2.3 SCV 인식

영점 교차방법에 의해 서상과 속상 구간별로 구해진 속도 파형의 기울기는 최종적으로 안전의 서상만을 인식하기 위해 모니터링 된다. 안전 파형의 서상은 속상에 비해 기울기가 완만하고 기간이 긴 특성을 갖게 되므로 속도 파형의 기울기의 높이와 간격을 비교하면 찾을 수 있다. 안전은 서상과 속상으로 하나의 비트를 구성하고 반복적으로 톱니파 형태를 가진다. 그러나 눈 깜박임 혹은 교류 잡파 등으로 인하여 인위적 자극이 추가될 수 있으므로 단순히 기울기의 크기나 기간만을 비교해선 잘못 인식하는 경우가 발생하게 된다. 기울기 값은 모니터링 되면서 기울기 값이 바뀌면 이전 기울기 값과 바뀐 기울기 값의 크기 비교와 기간을 비교하여 서상인지 속상인지 판정을 한다. 판정된 결과가 맞는지 현재 판정된 값 전후 서상의 기울기 값과 비교한다. 연속적으로 같은 부호의 기울기 값이면 제

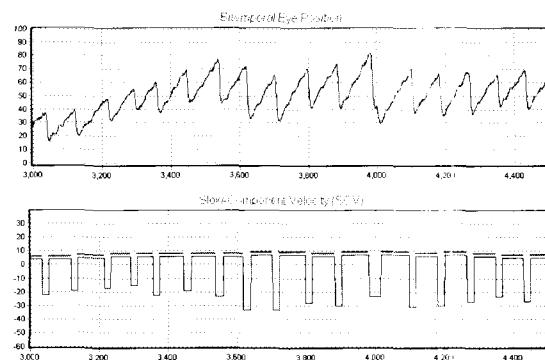


그림 6 신호 분석에 의해 찾은 안전의 서상

Fig. 6 The slow component velocity found by signal analysis

대로 인식한 걸로 판정하고 엉뚱하게 부호가 바뀐 값이면 잘못 인식된 값으로 처리하여 삭제한다. 이러한 과정은 계속 진행해 나가며 반복한다. 안전의 형태 중에 서상과 속상의 구성이 비슷하여 삼각형 형태를 갖는 경우가 간혹 있다. 이러한 경우도 마찬가지로 전후 데이터를 갖고 판별토록 하여 오류를 방지한다.

2.2.4 인위적 자극 제거

안전에는 내부적인 혹은 외부적인 영향에 의하여 노이즈나 근전도 신호, 눈 깜박임 등으로 인한 데이터 분석에 영향을 줄 수 있는 인공산물이 있게된다. 따라서 진실 된 SCV 데이터만을 얻기 위하여 다음과 같은 인공산물 제거가 요구된다.

(1) SCV의 크기분석 : 안전은 자극에 의해 반응할 수 있는 최대속도 및 최저속도가 제한된다. 또한 인구 반응은 자극속도 보다 빠를 수 없으므로 문턱 값(threshold)을 설정하여 제거한다. 포화돼서 나타나는 높은 SCV는 대체적으로 피부와 전극의 접촉문제로 인한다. 안전의 최저속도는 경계 값을 $2^{\circ}/s$ 로 하여 그보다 미만의 값들은 제거된다.

(2) 안전의 대칭성분석 : 안구반응에 의한 안전은 서상과 속상이 서로 다른 기울기와 기간을 갖는다. 반면 눈 깜박임과 같은 근육 움직임에 의한 신호는 상호적인 대칭성이 다르다. 안전은 상대적으로 좁은 시간간격을 가지므로 기대되는 시간 안에 비트가 나타나지 않으면 제거한다.

2.3 보정화에 의한 안구속도 분석

피검자의 안구로부터 유입된 안구신호의 이득은 안구운동과 직접적인 관계가 있기 때문에 측정된 신호로

부터 안구의 이동각도와 위치를 산출할 수 있는데, 전극의 위치는 피부저항, 전극의 접촉저항 등의 요인이 EOG의 신호 이득을 변화시킬 수 있으므로 안구의 운동량을 직접 측정할 수 없다. 이러한 이유로 각 피검자에서 안구운동량의 표준이 되는 기준치가 필요하게 되고 이를 위하여 보정화 검사과정을 거치게 된다. 안구속도는 안전 서상을 단위 1초에 대한 기울기의 각도로써, 구한다.

그림 7은 안전의 서상에 대한 실제 안구속도를 계산하는 것을 나타낸다. EOG 증폭기로 안전 파형을 기록하면 사람마다 안구전위가 다르고 증폭도를 달리하여 기록하게 되므로 기준전위를 알아야 실제 안구의 움직이는 속도를 계산할 수 있다. 따라서 그림 7에서와 같이 안구운동을 30° 유발하고 이때 안구전위를 측정한다. 실제 안전의 서상 속도는 기준전위를 이용하여 식(19)를 통해 구하게 된다.

$$\text{eye velocity(deg/sec)} = \frac{30 \times \text{SCA}}{\text{CA} \times \text{SCD}} \quad (19)$$

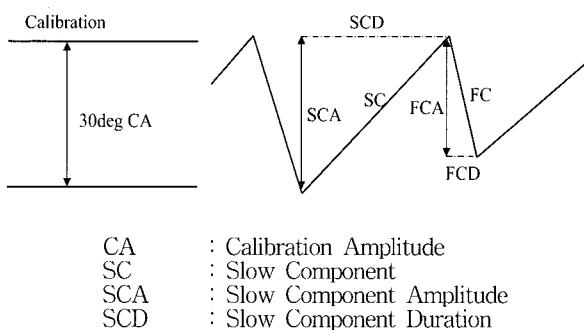


그림 7 보정화에 의한 안전속도 계산

Fig. 7 Calculation of the slow component velocity by calibration

2.4 정현파 근사 곡선에 의한 분석

개체에 회전자극이나 시각자극에 따른 정현파 자극이 주어질 때 안전의 속도곡선은 자극과 유사한 정현파형을 갖게 된다. 자극에 대한 반응의 입력과 출력은 이득과 위상, 대칭성으로 나타난다.

그림 8은 자극속도와 안구운동의 느린 성분 관계를 나타낸 것으로 y축의 상방 파형은 우측으로 향하는 회전자극 속도[d/s]를 나타내고, 하방 파형은 좌측으로 회전하는 속도를 나타낸다. x축은 시간에 따른 회전각도를 나타내며 주기를 갖는다. 실선은 자극속도를 점선은 보상적인 안구운동을 표시한다.

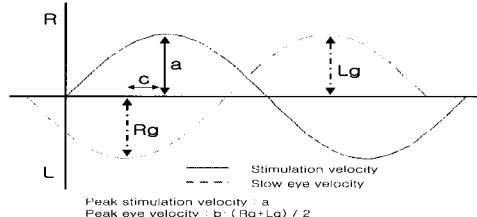


그림 8 자극속도와 보상적인 느린 안구속도에서 분석

Fig. 8 The analysis between stimulation velocity and slow eye velocity

보상적인 느린 안구운동은 푸리에 급수에 의한 정현파 근사 추정을 한다. $0 < t < T$ 에서의 함수 $f(t)$ 를 표시하는 데는 $(2k+1)$ 항까지의 푸리에 급수의 합은 다음 식으로 근사 한다.

$$f(t) = C_0 + \sum_{n=1}^k C_n \cos(n\omega_0 t - \theta_n) \quad (20)$$

이때의 각 계수들은 다음과 같고, C_n 은 고조파의 진폭을 의미하며, θ_n 은 위상각을 나타낸다.

$$C_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \quad (21)$$

$$\theta_n = \tan^{-1}(b_n/a_n) \quad (22)$$

본 연구에서는 제1 고조파인 기본파 성분을 이용하여 안전의 서상을 정현파 근사 곡선(sine curve fitting)한다. 이때, 이득, 위상, 대칭성 세 가지 파라미터를 구하며, 이는 전정기관의 질병유무 판단에 중요한 인자가 된다.

3. 실험결과 및 고찰

3.1 실험방법

이학적이고 신경학적 소견상 이상이 없으며, 특히 귀의 병력이 없으며 최근 진정제 등의 신경성 약물을 복용한 경험이 없는 24.9 ± 3.5 세의 건강한 대학생 105명 (남 68명, 여 37명)을 대상으로 회전자극, 시운동자극에 대한 안구반응을 측정하였다. 안구신호 검출용 전극은 Ag-AgCl 표면전극을 사용하였으며, 피검자의 머리를 앞쪽으로 30° 가량 숙여 수평 반구관이 수평면과 수평상태를 유지함으로써 더욱 강한 자극을 얻을 수 있도록 하였다. 또 약 10분 동안 암실상태에서 적응시킨 후 검사하고, 검사시간 동안 간단한 숫자계산

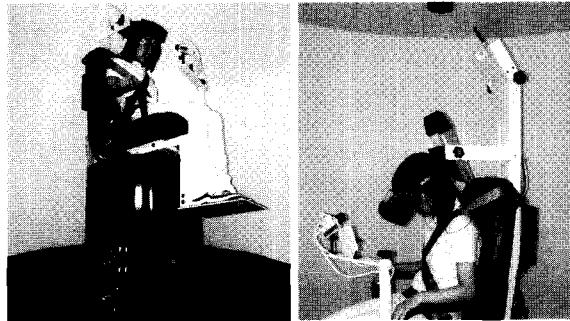


그림 9 회전자극 및 시각자극 실험장면

Fig. 9 Experimental scene of rotatory chair and OKN

이나 질문에 대한 답변 등으로 맑은 의식상태를 유지하도록 하였다.

그림 10은 선행연구와 제안된 알고리즘의 결과를 비교 한 것으로, 제안된 알고리즘이 노이즈에 대한 영향이 더욱 작고 정확한 SCV의 속도계산이 이루어짐을 알 수 있다. 제안된 알고리즘을 평가하기 위하여 피지오그래프(physiograph)를 이용하고 전문가에 의한 임상분석을 실시하여 2 °/s 미만의 예러율을 보임을 확인하였다.

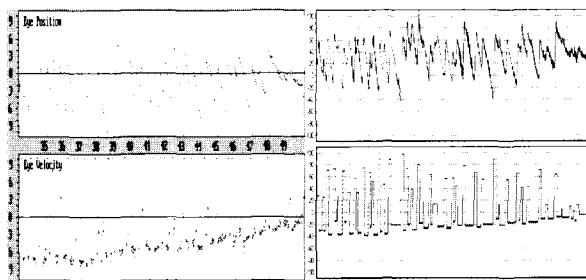


그림 10 선행 알고리즘과 제안된 알고리즘의 결과비교

Fig. 10 Comparison between the conventional and proposed algorithm

3.2 검사 결과 및 판독

회전검사는 회전자극이 일상 생활에서 겪는 것과 같이 자연적이고 생리적인 자극이며, 회전자극 주파수를 여러 단계에 걸쳐 정확히 조절 할 수 있다는 점과 단기간 내에 다수의 자극이 가능하다는 점등의 여러 잇점 때문에 가장 많이 이용된다. 시각자극에 의한 검사는 중추성 어지러움과 말초성 어지러움을 감별하는데 유용하기 때문에 이용된다. 본 연구에서는 회전자극과 시각자극에 의한 검사를 정상 성인 105명에 대하여 실시하고 그림 11과 같은 정상인의 $mean \pm 2SD$ 에 의한 범위를 구하였다. 각 검사에 따른 분석결과는 이득, 위상, 대칭성을 산출하였으며, 정상성인 105명에 대하여 회전자극과 시각자극에 따른 이 세 가지 파라미터를 구하였다. $mean \pm 2SD$ 표준편차를 갖는 범위는 피검자 측정시 질병의 진단에 사용된다. RLSM에 의한 안전분석은 노이즈에 영향이 적고 신뢰도가 높은 결과를 보이며 질병 진단에 유용함을 보였다.

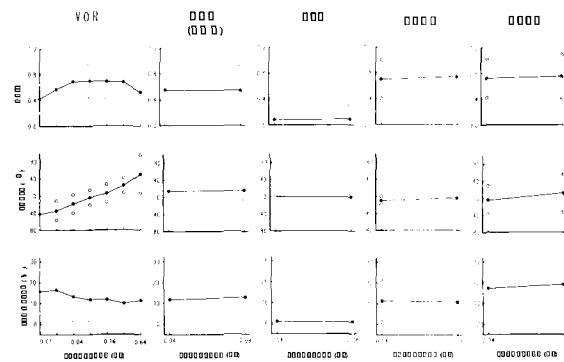


그림 11 정상 성인에서 검사에 따른 안구반응 결과

Fig. 11 The result of eye movement induced by various test in healthy adult

상, 대칭성의 파라미터에 의한다. 이와 같은 결과를 바탕으로 피검자를 검사하였을 때 분석된 파라미터가 정상범위를 벗어날 경우 전정기관의 이상을 진단할 수 있게 된다.

4. 결 론

본 연구에서는 제어분야에서 파라미터 추정에 널리 쓰이는 RLSM을 이용하여 서상의 기울기를 원 신호와 애러가 최소가 되는 직선을 추정하는 방법으로 구하였다. 원 신호를 임의 개수에 대하여 매번 애러가 최소가 되는 직선의 기울기를 구하므로, 고역노이즈 필터링 효과가 있으며, 이러한 이유로 눈 깜박임과 같은 아티팩트에 둔감한 성질을 갖는다. 또한 이전에 구한 기울기와 현재의 원 신호를 가지고 새로운 기울기를 구하게 되므로 적응성을 갖는다. 정현파 자극에 의한 안구운동의 최종 분석은 퓨리에 급수를 이용한 정현파 근사 곡선이다. 주어진 자극속도와 비교하여 이득, 위상, 대칭성을 산출하였으며, 정상성인 105명에 대하여 회전자극과 시각자극에 따른 이 세 가지 파라미터를 구하였다. $mean \pm 2SD$ 표준편차를 갖는 범위는 피검자 측정시 질병의 진단에 사용된다. RLSM에 의한 안전분석은 노이즈에 영향이 적고 신뢰도가 높은 결과를 보이며 질병 진단에 유용함을 보였다.

참 고 문 헌

- [1] Lim S.K., Jeon H.C., Kim G.K., Jin D.B., Kim M.S., Lee M.Y., Park B.R., "Development of the Sinusoidal Rotatory Chair System for Evaluation of the

- Vestibular Function.", Korean J Sci Emot Sensibil, No. 1, pp. 181~197, 1998.
- [2] 고종선, 이태호, 박병림, 전칠환, "전정기관 자극용 회전자극기를 위한 PMSM의 정밀 속도제어", KIPE, Vol. 5, No. 5, pp. 459~466, Oct. 2000.
- [3] 김규겸, 고종선, 박병림, 김인동, "전정기능 평가를 위한 텔수직축 회전자극 시스템 및 HMD시스템의 개발", KIPE, Vol. 6, No. 4, pp. 325~332, Aug. 2001.
- [4] CONRAD WALL F. OWEN BLACK, "Algorithms for the clinical analysis of nystagmus eye movements", IEEE Trans Biomed Eng. Vol. BME-28, No. 9, pp. 638~646, 1981.
- [5] M.H. Costa, "Adaptive Algorithm for Automatic Analysis of Electronystamographic Signals", 18th Annual Int. Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society, Amsterdam, pp. 962~963, 1996.
- [6] Melvin J. Maron, "Numerical analysis: a practical approach", Macmillan Publishing Co., Inc. New York, pp. 187~190, 1982.
- [7] 김규겸, 정호준, 박병림, "평형감각 측정을 위한 안구운동 분석 프로그램의 구현", 한국감성과학회, 1998.
- [8] Åström K.J. and Wittenmark B.: Computer controlled system, Prentice Hall, International, 1997.

저자 소개



김규겸(金圭謙)

1972년 1월 19일생. 1996년 원광대 전자공학과 졸업. 1998년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사). 2002년 8월 동 대학원 전자공학과 졸업(박사). 2002년 10월~현재 원광대학교 XMRC 연구원 재직.



고종선(高宗宣)

1960년 3월 20일생. 1984년 서울대 전기공학과 졸업. 1989년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(석사). 1994년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(박사). 1983년~1995년 삼성전자 생산기술센터 선임 연구원. 1995년~1996년 삼성그룹 삼성경영기술대 사내 교수(부장). 1999년~2000년 1월 미국 Tennessee 주립대(UT), 방문교수. 1996년~현재 원광대학교 전기전자공학부 조교수. 당 학회 편집위원.



박병림(朴炳林)

1953년 8월 15일생. 1978년 전남대 의과대학 졸업. 1983년 전남대 대학원 생리학 전공(의학박사). 1982년 3월~1988년 2월 전남대 의과대학 전임강사, 조교수. 1984년 9월~1986년 8월 미국 Baylor의과대학, Rockefeller대학 전정신경생리학 전공. 현재 원광대 의과대학 생리학교실 교수.