

# 비례제어 신호로 사용하는 근전도 신호 처리방법의 검토

邊 潤 植      朴 相 禧  
(延世大 大學院) (延世大 工大 教授)

■ 차 례 ■

- |                    |                     |
|--------------------|---------------------|
| 1. 서론              | 2) 근전도의 디코딩과 저조파 발생 |
| 2. 원심성경로에 의한 근전도   | 3) 디코딩과정의 개선점       |
| 3. 근전도신호의 잡음       | 4) 검출과정—샘플링효과       |
| 4. 근전도신호 처리 방법의 고찰 | 5. 결론               |
| 1) 근육수축과 근전도 발생    | 참고문헌                |

## 1 서론

의용생체공학의 한분야인 재활공학의 많은 발전으로 상실된 인간의 사지기관의 일부는 거의 자연스런 기능을 갖는 장치로 대체할 수 있는 가능성이 높아지고 있으며, 이러한 연구의 결과는 산업용 로봇의 개발에도 기여를 하고 있다. 그중에서도 핵심이 되고 있는 것이 근전도신호를 이용한 보철제어(Prosthesis Control)에 관한 연구이다.

근전도신호가 인공팔제어에 이용된 것은 1950년 대초 소련에서 처음 시도되었고 그후 유럽, 캐나다 미국등에서 계속 이에 관한 연구가 성과를 나타내고 있다. 근전도 신호를 제어신호로 사용할 경우 가장 큰 문제점은 근전도신호의 저주파 잡음인데, 실제로 비례제어신호를 얻기위하여는 이 잡음이 제거되어야 한다. 그러므로 여기에서는 근전도신호 처리방법에 대한 개략적인 것을 소개하고, 잡음의 제거방법등을 검토해 보고자 한다.

## 2 원심성경로에 의한 근전도

보철기구 설계에 있어서 인간과 기계의 인터페이스는 가장 중요한 문제중 하나이다. 현재 공학의 기

술수준은 복잡한 보철기구를 생산할 능력을 갖추고 있다. 이 같은 보철기구가 정상적인 팔의 기능을 완전하게 수행할 수는 없지만, 생체시스템과 적절하게 연결시킬 수 있다면 팔이 절단된 사람들에게는 팔의 기능을 상당히 증진시켜 줄 수 있다. 이런 보철기구에 가장 어려운점은 위에서 지적했듯이 인간과 기계 상호간의 통신에 있다. 원심성경로를 통해 인간이 기계에 명령하는 방법과 구심성경로를 통해 기계가 관찰되는 두가지 형태의 인간-기계 통신은 보철제어에 있어서 상당히 중요하다. 비록 이 문제에 대하여 많은 연구가 진행되었지만 만족할 만큼 완전하게 원심성신호를 제공해주는 방법은 찾지 못하고 있다. 그럼에도 불구하고 근육의 전기적인 활동에 관한 연구는 점차 많은 관심을 끌고있다.

보통 근전도(electromyography)라 불리는 근육의 전기적활동은 근육위 피부에 접촉하는 표면전극이나 근육에 삽입하는 침전극(needle electrode)에 의해 얻어진다. 피부의 표피로부터 얻어진 근전도는 결국 비관혈적(non-invasive)인 방법으로 얻은 전향경로(forward path)의 신호이다.

근전도신호를 추출해서 증폭시키는데 필요한 계측장비는 비교적 간단하고 값이 비싸지 않으므로 쉽게 구할 수 있다. 더우기, 근전도신호는 불구자의 절단되고 남은 근육으로부터도 얻어질 수 있으며 이

신호는 손상되지않은 팔에서 정상적으로 제어되는 운동과 같도록 조절되는데 이용된다. 이것은 작동자가 약간의 훈련을 함으로써 보철기구의 제어가 가능하다는 내용을 함축하고 있다.

그러므로 근전도는 보철기구를 위한 효과적인 매카니즘으로써 상당한 가능성을 보여주고 있다. MIT의 Boston Arm<sup>1)</sup>과 같은 근전도제어 보철기구의 실체는 이런 생각의 기본적인 가능성을 입증하는 것이다.

### ③ 근전도신호의 잡음

절단환자가 작동시키는 Boston Arm의 동작을 실험적으로 조사한 결과 근전도신호를 비례제어로 사용할 때 가장 큰 방해요인이 근전도의 매우 불규칙한 성질 즉 잡음이라는 것이 밝혀졌다. 그림 1은 표면근전도의 신호와 Boston Arm 처리기에 의해 처리된 근전도신호와 등장성(isometric)조건하에서의 내용하는 힘의 측정치를 나타냈다. 여기서 근전도와 힘의 상호관계가 명백하게 나타나야한다는 것을 알 수 있다. 그림과 같이 근전도의 시세열이 주어진다면 속달

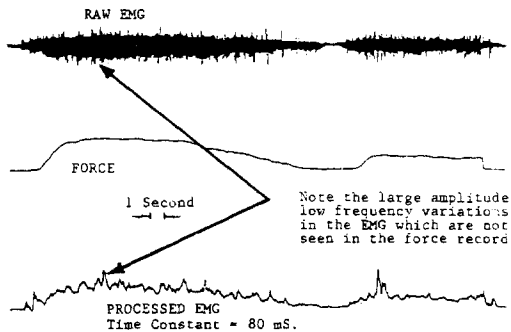


그림 1. 표면 근전도의 저주파 잡음

된 사람은 변화량을 쉽게 평균해서 그림의 시세열과 일치하는 것을 쉽게 찾아볼 수 있다. 그러므로 원하는 정보를 추출하는데 필요한 것은 평균처리과정이다. 그러나, 어떤 처리과정은 평균하여야 할 값들이 여러개이기 때문에 처리기의 출력이 원래의 신호보다 지연될 수밖에 없다. 지연시간은 그림 1의 시간눈금을 잘보면 알 수 있다. 원하는 신호를 방해하는 랜덤요동(random fluctuation)은 매우 낮은 주파수에서 큰 진폭을 가지고 발생하는데 약 1[Hz]에서 근전도 평균레벨의 20~30%의 Peak to Peak 값을 갖는다. 문헌(1), (2), (3)들을 조사하여 보면 처리된 근전도의 잡음특성이 Boston Arm과 같은 특정한 것에 국한된 것이 아니고 일반화된 것임을 알 수 있다. 비례제어를 위하여 이러한 신호를 사용하는 것은 매우 어려운 문제이다.

그림 2의 (a)는 피검자가 전혀 보철기구에 대한 경험이 없는 경우이며 (b)는 피검자가 보철기구에 대한 많은 훈련을 한 경우이다. 여기서 두경우 모두 피검자는 보철기구를 목표위치에 끌어올려서 유지시키는 일을 하였다. 피검자의 움직임에 있어서 가장 뚜렷한 단점은 현저하게 일어나는 진동이다. 그러므로 피검자는 근전도의 저주파잡음에 의하여 간접적으로 일어나는 원심성경로의 시간지연과 지연때문에 근전도 보철제어기구에 잘 적응하지 못하게 되는 것이다. 결과적으로, 근전도의 무한한 잠재적 가능성을 실현하기 위하여는 근전도 처리기구의 질적인 개선이 선행되어야 한다.

### ④ 근전도신호 처리방법의 고찰

근전도는 침전극, 경피성전극, 혹은 표면전극으로 얻어질 수 있다. 처리방법은 모든형태의 전극이 거의 비슷하다. 비관혈적인 표면전극이 인간-기계 인터페

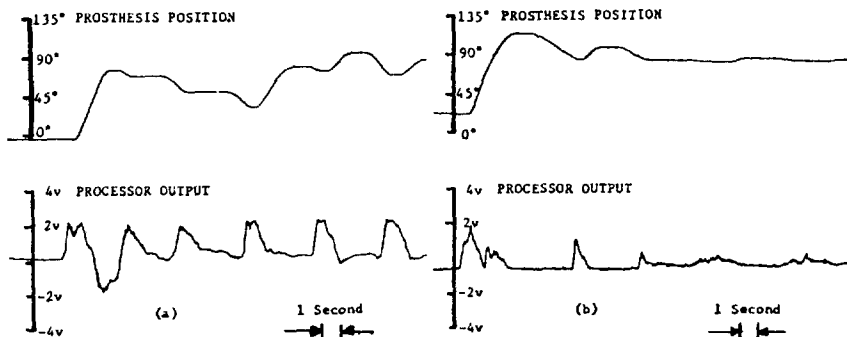


그림 2. 피검자의 위치성능비교

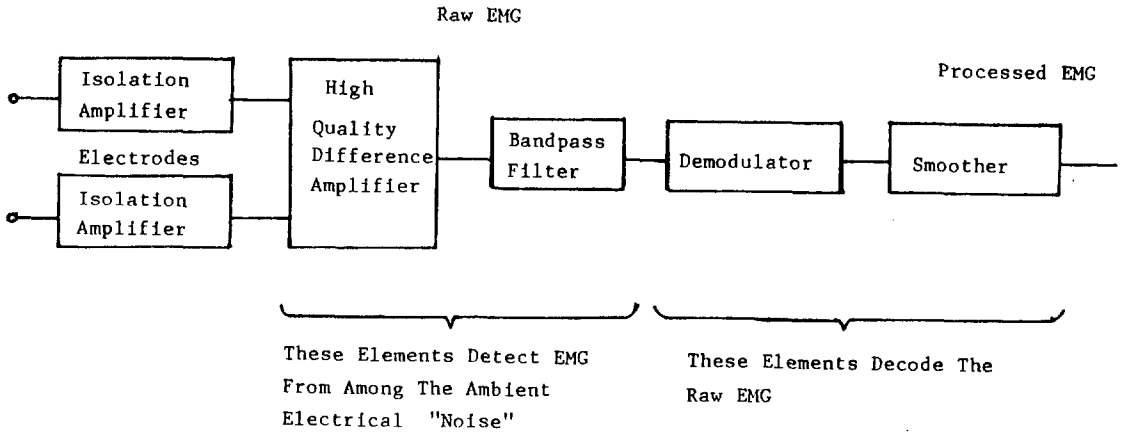


그림 3. 근전도 처리기의 블럭선도

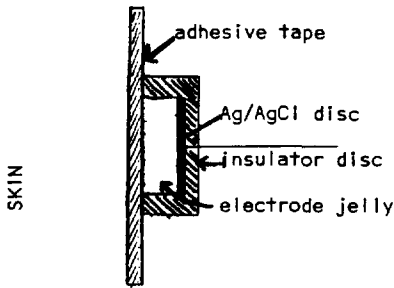


그림 4. 표면전극

이스에 가장 적합하므로 일반적으로 표면전극을 사용하여 근전도신호 처리를 한다. 피부표면으로부터 근전도신호를 얻는데 필요한 전자장치의 블럭선도가 그림 3에 표시되어 있다. 전극은 가능한 한 최대한 밀착하여 근육의 전기적인 활동을 추출해 낸다. 흔히 전극젤리 (electrode jelly)가 이러한 용도를 위해 사용된다. (그림 4 참조) 왜냐하면 근육의 전기적인 활동은 매우 저전력신호이기 때문에 신호가 감소하는 것을 방지하기 위해 전자기에 대한 주의가 필요하다. 이것은 그림 3의 앞부분에 차단 증폭기 (isolation amplifier)를 설치함으로써 해결된다. 차단증폭기를 제외한 블럭선도는 기본적으로 다음 기능을 수행한다. 첫째, 전극에 의해 감지된 신호를 다른 전자현상의 간섭속에서 차단시키면서 원하는 근전도를 검출하여야 하며, 둘째는 순간적인 근육활동에 대응하는 근

전도신호를 디코드한다. 근전도신호처리기의 각부분은 아래에서 토의된다. 검출과정과 디코드과정은 잡음의 잠재적인 근원이 될 수 있다. 잡음의 근원과 근전도 처리방법을 이해하기 위하여 표면근전도의 발생과 근육수축과 관련된 생리적현상을 간단하게 살펴보는 것이 유용하리라 생각된다.

### 1) 근육수축과 근전도 발생

근육은 운동단위 (motor unit)라 불리는 기능적인 집단적인 구성된 수축섬유의 많은 속 (bundle)으로 이루어진다. 운동단위는 단일원심성  $\alpha$ -운동신경에 의해 지배되는 많은 근육섬유로 이루어져 있다. 그림 5는 운동단위의 구성요소를 나타낸 것이고, 그림 6은 단일 수축성 섬유를 나타낸 것이다.

장력은 액틴 (actin)과 미오신 (myosin) 그리고 필라멘트 (filament) 사이의 상호작용에 의해 발생한다. 운동종말판 시냅스 (motor end plate synapse), 근섬유막 (sarcolemma membrane), 전이도관 시스템 (transverse tubule system), 근장성 망상질 (sarcoplasmic reticulum)은 서로 통시망으로 연결되어 원심경 신경 임펄스가 액틴-미오신 상호작용으로 발생된 장력을 전달시킨다. 간략화된 처리과정의 도표가 그림 7에 나타나 있다. 여기서 근육의 전기활동을 일으키는 원인이 근섬유막의 탈분극이라는 것을 주목할 필요가 있다. 운동단위의 수축은 all or nothing 법칙을 만족한다. 일단 트리거 되면 운동단

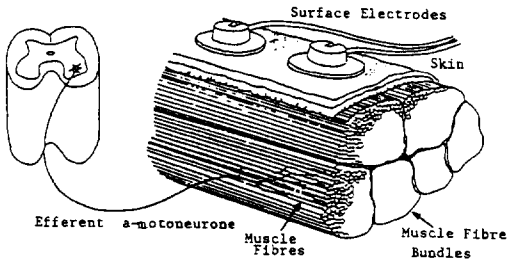


그림 5. 운동단위의 구성요소

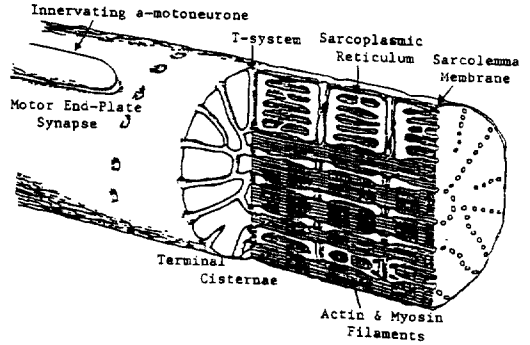


그림 6. 단일운동섬유

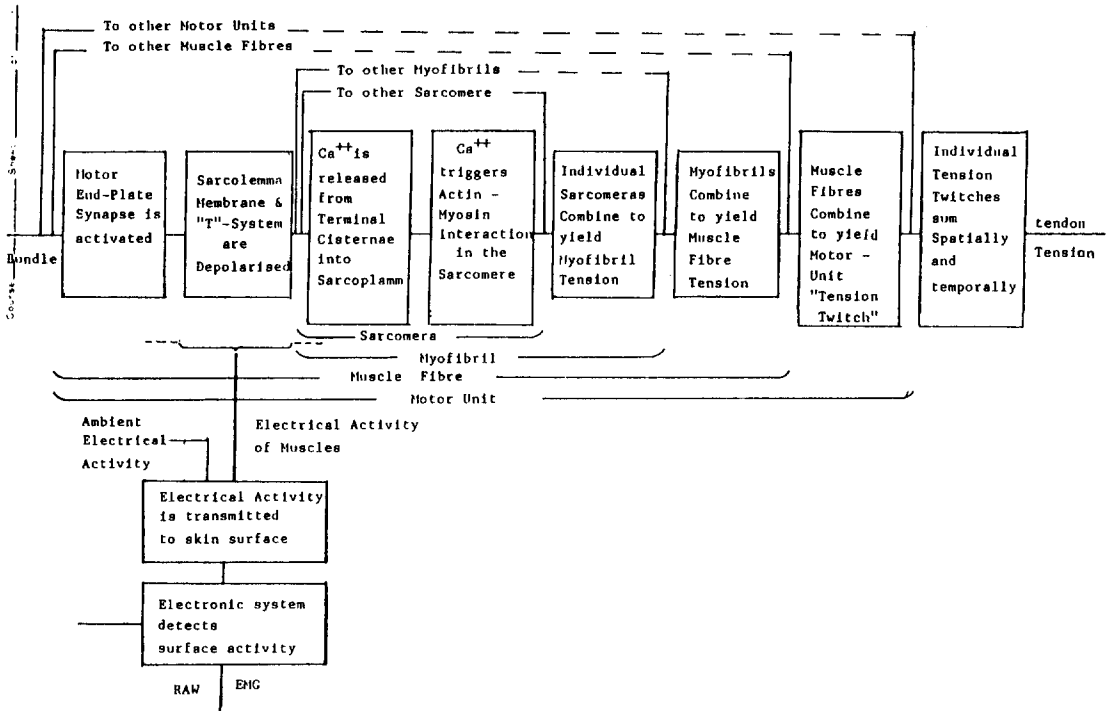


그림 7. 근육수축과 근전도 발생의 블럭선도

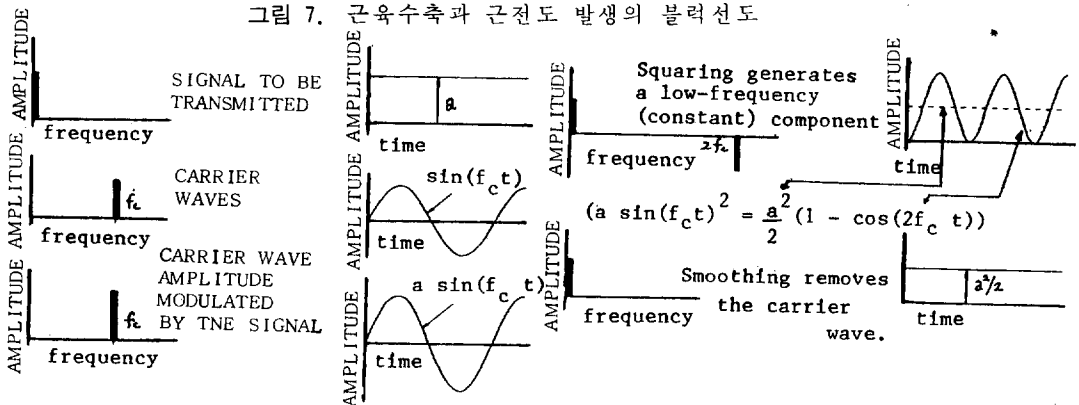


그림 8. AM 신호 발생과 디코딩

위는 수축과정을 따라 모든 진행이 수행되며 운동단위활동전위 (Motor Unit Action Potential) 라고 부르는 전기적 활동의 폭발 (burst)과 함께 장력의 경련 (twitch)을 일으킨다. 전체근육에 의해 발생하는 장력은 각 운동단위의 발사율 (firing rate)을 변화시키거나 근육에 피쳐있는 부수적인 운동단위를 활동시키므로 제어되는데, 일반적으로 후자의 메카니즘이 더 합당한 것으로 알려져 있다. 이 사실은 근전도의 진폭이 근육장력에 비례적으로 접근하는 이유를 부분적으로 설명해 준다. 명확한 관계는 매우 복잡하고 아직 완전하게 규명되지 못한 상태이다.

2) 근전도의 디코딩과 저조파 발생

근육에서 발생하는 총장력은 여러개의 활동적인 운동단위에 의해 좌우되므로 근육의 활동전위의 발생빈도에 따르는 디코딩방법을 사용하는 것이 타당하다. 여기서 디코딩의 의미는 근전도신호를 제어신호로 만들어 주기 위한 과정을 의미한다. Childress<sup>3)</sup>는 근전도신호를 펄스변조방식에 응용하였다. 즉, 근전도신호가 작은 문턱값을 초과할 때마다 서어보 모터로 유입되는 전류가 흐르고 다시 문턱값보다 작아질 때까지 전류는 계속 유지된다. 그러므로, 근전도신호의 진동은 모터를 직접 움직이게 하는 전력의 펄스를 발생시킨다. 또 다른 방법중에 진폭 종속 디코딩 (amplitude-dependent decoding) 방법이 있는데 이것은 근전도신호가 AM 신호특성을 가졌다는 관측 결과에 그 기초를 두고있다. 즉, 근전도신호의 평균진폭은 근육 활동에 따라 변한다. 통신공학에서 사용되고 있는 표준 AM 신호는 고정된 주파수의 정현파로 이루어진 반송파로 알려져 있으며 이 반송파의 진폭은 전송신호에 비례해서 변한다. 수신자는 원하는 신호를 찾아내기 위해 이 변조된 반송파를 조정해야 한다. 이 처리과정은 그림 9에 나타나 있는 여러신호의 주파수성분으로써 묘사되고 있다. 여기서 반송파의 주파수는 전송되는 신호의 주파수보다 높게 나타나고 있다. 유입되는 신호는 저주파성분을 갖고있지 않으므로 디코더는 저주파를 만들어 내야만 한다. 어떤 비선형 처리과정인 이것은 선행되어야 할 문제이다. 그림 8은 신호를 제곱함으로써 저주파성분을 얻어내는 과정을 보여주고 있다. 이 처리과정 후 신호는 원하는 신호와 반송파의 혼합신호를 이루게 된다. 즉, 이것은 반송파의 주파수에서 원하는 신호와 맥동(ripple)이 중첩된 것처럼 보인다. 이 맥동은 저역통과필터를 통과시켜 Smoothing 함으로써 제거되며 저역통과필터

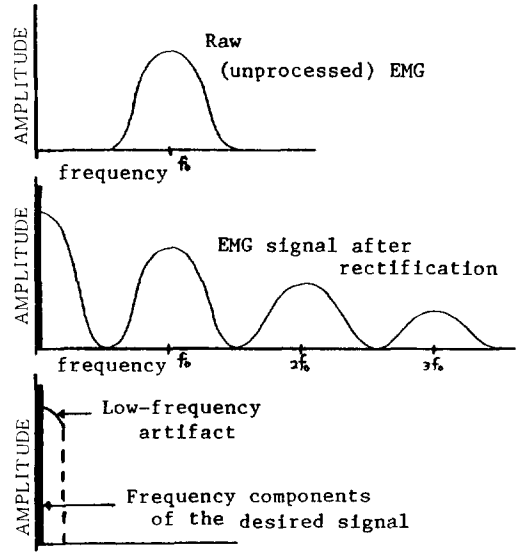


그림 9. 근전도 신호의 주파수 분포와 종류의 영향

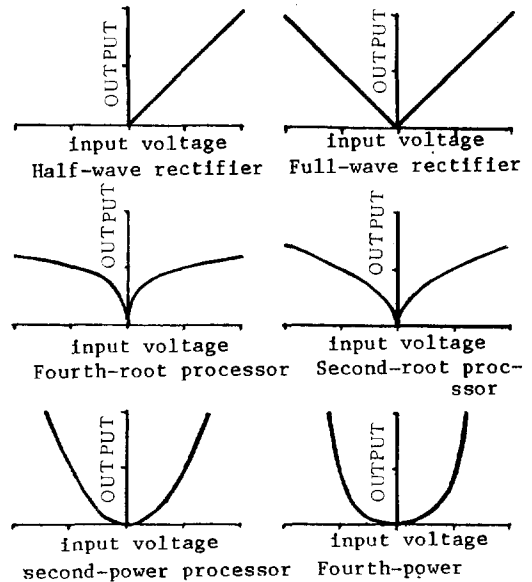


그림 10. 처리기에 대한 입출력 관계

는 천천히 변하는 신호에만 응답하므로 이 결과가 바로 원하는 신호이다. 근전도의 경우에 있어서 얻고자 하는 정보는 고정된 단일 주파수의 반송파로 전달되지 않고, 오히려 어떤 범위의 주파수를 가지는 반송파에 의해 전달된다. 이 사실이 저주파 잡음의 중요한 원인을 나타내 준다. 이 현상을 이해하기 위하여 길이가 변하지 않고 장력도 일정하게 유지되는 근육을 생각한다. 처리된 근전도는 이상

적으로 일정진압이고 일정장력을 유지하는 반면에 처리되지않는 근전도는 일정한 성분을 포함하지 않으며 원하는 신호를 얻기 위하여는 비선형처리가 필요하므로 일반적으로 정류기가 사용된다. 근전도신호의 주파수분포에 대한 정류기의 영향은 그림 9에 나타나 있다. 이 처리과정에서 발생하는 일정한 잡음은 지주파수 성분을 주목하자. 이 현상은 지주파 발생으로 알려져 있고 잡음의 중요한 원인을 나타내 준다.

3) 디코딩과정의 개선점

여기서는 디코딩과정의 여러 가지 개선책이 소개된다.

Kreifeldt<sup>23)</sup>는 3개의 Smoothing 필터(RC, 3차 Butterworth, 3차 시평관필터) 특성의 성능을 비교해서 실험적으로 3차 시평관필터가 가장 좋은 S/N비를 가졌다고 증명했다. 이 결과는 이론적으로 Hogan<sup>6)24)</sup>에 의해 증명되었다. 그러나, Smoothing 필터의 가장 적합한 평균시간의 분해는 아직 확실치 못한 상태이다.

그림 3에 나타나 있는 복조기(demodulator) 혹은 정류기에 대한 연구는 Kreifeldt와 Yao<sup>41)</sup>에 의해 이루어져 왔다. 그들이 사용한 정류기 혹은 복조기는 다음과 같다.

1) 반파정류기, 2) 전파정류기, 3) 4 제곱복조기(fourth-power demodulator), 4) 제곱복조기(second-power demodulator), 5) 1/2 제곱복조기(second-root demodulator), 6) 1/4 제곱복조기(fourth-root demodulator) 여기서 복조기의 의미는 출력의 진폭이 입력진폭의 n승이 되도록 만든 전파정류기인데 n의 값은 각각 차례로 4, 2, 1/2, 1/4이다. 위의 복조기들에 대한 입출력관계는 그림 10에 나타나 있다.

한편, Hogan과 Mann<sup>6)</sup>은 최적신호검출 특성에 제곱복조기가 가장 적합하다고 제안했으며 Kaiser<sup>51)</sup>는 신호변동이 존재하는 모든 주파수에서 신호전력을 같게하는 Prewhitening 필터를 제안했다. 이것과 비슷한 효과가 감지전극(sensing electrode)의 간격을 줄임으로써 얻어진다.

4) 검출과정-샘플링 효과

근전도의 또하나의 중요한 잡음의 원인은 근전도 검출과정에 있다. 특히 주변잡음이나 길항근(antagonist muscle) 또는 50/60 Hz 전력선 잡음과 같은 것에 대하여 주의를 기울여야 한다. 일반적으로 차동형 전극을 사용하여 근전도신호 검출은 이루어 지는데, 이 방법은 상당히 널리 이용되며 실제로 전력선에 퍼져있는 잡음을 제거하는 유일한 방법이다. (그림 11. 참조)

그러나 검출기는 깊게 위치하는 근육섬유보다 표면섬유에 훨씬 더 민감하기 때문에 실제로 근육장력을 만들어 주는 근육섬유의 집합체의 작은 샘플에만 반응한다. 결과적으로 어떤 형태의 샘플링 오차가 발생하게 된다. 또 근육장력을 만들기 위해 근육섬유의 활동이 시공간적(spatio-temporal)으로 가중되기 때문에 샘플링 오차는 근전도에 포함될 랜덤한 지주파 요동(fluctuation)으로 밝혀진다.

따라서, 또 하나의 잡음원은 근전도 검출기에 의하여 발생하는 시공간적 샘플링오차이다. 만일 잡음원이 샘플링에 의한 잡음이라면 그것을 제거하는 방법은 샘플링 개수를 증가시키는 일이다. 일반적으로, 근전도신호의 대역폭은 0~1,000 Hz 이므로 신호의 겹치는 현상(aliasing)을 피하기 위하여 샘플링율을 1초에 2,000 개~3,000 개 정도로 해주면 적합하다고 본다. 더 많은 샘플링율을 취하면 신호의 신뢰도는 더 크지만 그대신에 데이터 처리의 어

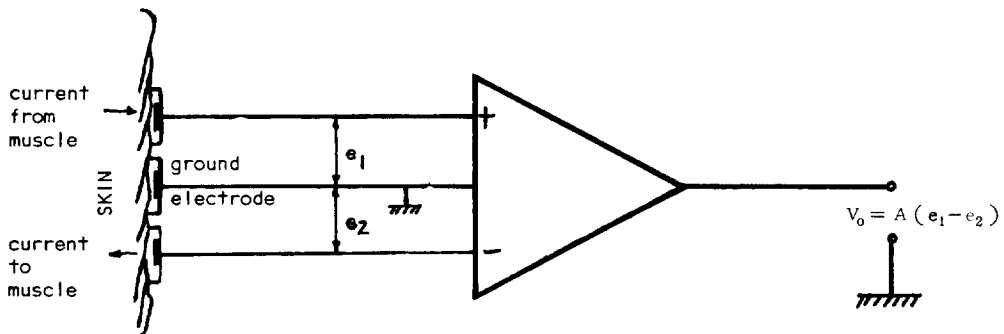


그림 11. 차동증폭기와 표면전극의 회로도

려움과 수행시간이 많이 걸리고 테이터의 부피를 불 필요하게 초과하므로 적당한 값을 선택하는 것이 중요하다.

### 5 결 론

근전도신호는 인간-기계의 상호연결에 무한한 잠재성을 보여준다. 그러나 근전도에 포함되어 있는 비례정보를 얻는 것이 목적이려면 비례적정보를 얻는 방법과 이 정보를 사용하는 방법은 개선되어야 한다.

위에 서술한 방법외에도 Graupe<sup>7)</sup>가 제안한 시계열분석을 이용한 기능분류 및 제어방법, Doerschuk<sup>9)</sup> 등이 제안한 자기상관함수와 상호상관함수를 이용한 근전도신호 해석법, Scott<sup>11)</sup> 등이 제안한 비례제어를 위한 신호처리방법, Saridis<sup>8)</sup>가 제안한 패턴인식 이론과 결정함수를 이용한 근전도신호 제어방법 등이 있으나 상술한 방법들 역시 각각의 문제점을 내포하기 때문에 새로운 이론과 실험방법이 계속 시도되고 있다.

특히, 근전도신호 처리에 관한 연구결과는 실제로 로보트제어에 기여를 하고 있는데 그 예로 Saridis<sup>10)</sup>의 연구결과를 들 수 있겠다.

그러므로 근전도신호 처리에 관한 연구는 산업용 로보트 개발에도 크게 도움이 될 것이다.

이 글은 비례제어를 위한 근전도신호 처리방식의 몇가지 개선책을 검토했으나 아직도 이 분야의 많은 연구가 남아있다.

### 참 고 문 헌

- 1) R. W. Mann and S. D. Reimers, "Kinesthetic sensing for EMG— controlled 'Boston Arm'", IEEE Trans. Vol. MMS—11, 1, 1970
- 2) J. G. Kreifeldt, "Signal versus noise characteristic of filtered EMG used as a control source", IEEE Trans. BME. vol. BME—18, 1, 1971.

- 3) D. S. Childress' "An approach to powered grasp", Proceedings of the Fourth International Symposium on External Control of Human Extremities", Belgrade, 1972
- 4) J. G. Kreifeldt and Sumner Yao, "A signal to noise investigation of nonlinear electromyographic processors", IEEE Trans. BME. vol. BME—21, 4, 1974
- 5) P. Herberts et al., Eds. "The control of upper—extremities prostheses and orthoses", Charles C. Thomas, 1974
- 6) N. Hogan and R. W. Mann, "Myoelectric signal processing; Optimal estimation applied to electromyography. Part II: Experimental demonstration of optimal myoprocessor performance", IEEE E Trans. BME. vol. BME—27, July 1980
- 7) D. Graupe, J. Saláhi and K. H. Kohn, "Multifunctional prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern difference in single site myoelectric signal", J. Biomedical Engineering, vol. 4, Jan. 1982
- 8) G. N. Saridis and T. P. Gootee, "EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm", IEEE Trans. BME. vol. BME—29, No. 6, June 1982
- 9) P. C. Doerschuk, D. E. Gustafson and A. S. Willsky, "Upper "Upper Extremity limb function discrimination using EMG signal analysis", IEEE Trans. BME. vol. BME—30, No.1, Jan. 1983
- 10) G. N. Saridis, "Intelligent robotic control", IEEE Trans. AC. vol. 28, No. 5, May, 1983
- 11) H. B. Evans, Z. Pan, P. A. Parker and R. N. Scott, "Signal processing for proportional myoelectric control", IEEE Trans. BME. vol. BME—31, No. 2, Feb. 1984
- 12) G. C. Filligoi and P. Mandarini, "Some theoretic results on a digital EMG signal processor", IEEE Trans. BME. vol. BME—31, No. 4, April 1984