

비선형 동역학적 방법을 통한 뇌파 복잡도와 임피던스 심장기록법(ICG) 지표와의 상관성 연구

유재민 · 박영배 · 박영재

경희대학교 한의과대학 진단·생기능의학과학교실

[Abstract]

A Study on the Correlationship between EEG Complexity by Nonlinear Dynamics Analysis and Impedance Cardiography

Jae-Min Ryu, Young-Bae Park, Young-Jae Park

*Dept. of Biofunctional Medicine and Diagnosis, College of Oriental Medicine,
Kyung-Hee University*

Purpose:

We performed this study to examine the correlationship between EEG complexity and impedance cardiography data using correlation analysis.

Method:

This study performed on 30 healthy subjects(16 males, 14 females). Before and after natural respiration, ICG data were recorded, and EEG raw data were measured by moving windows during 15 minutes. The correlation dimension(D2) was calculated from 15 minutes data. 8 channels EEG data were analysed with 9 index of ICG data by correlation analysis.

Result:

1. ACI of impedance cardiography had significant correlationship with ch.4 of EEG complexity($p=0.03$).
2. VI of impedance cardiography had significant correlationship with ch.3 of EEG complexity($p=0.034$) and ch.4 of EEG complexity($p=0.017$).
3. HR, TFC, PEP, LVET, STR of impedance cardiography had no significant correlationship with all of 8 channel EEG complexity.

Conclusions:

These results suggest that nonlinear analysis of EEG and impedance cardiography have some significant correlationship. And it can make out relationship between brain system and cardiovascular system. In the future, therefore, more study of these fields are necessary.

Key Words: EEG, ICG, nonlinear analysis, correlation dimension.

* 교신저자 : 박영배 / 소속 : 경희대학교 한의과대학 진단·생기능의학과학교실

TEL : 02-958-9195 / E-mail : bmppark@khu.ac.kr

I. 서 론

임피던스 심장기록법(ICG)은 피검자 흉부의 전기적 저항 변화를 측정해서 심장의 기계적 특성 즉 심실박동량, 심근 수축력, 심박출량을 측정하는 방법이다. 이는 피검자의 혈행역학적 상태를 계속적으로 평가할 수 있는 방법으로서, 혈류량 및 심박출량을 관찰하기 위한 이상적인 시스템으로 인정받고 있다. 이 지표는 비침습적이고, 다목적 사용이 가능하며, 신뢰성이 높으며 비용면에서 효율적이고 사용이 쉬워 지속적으로 심박출량을 관찰하기 위한 필요조건들을 충족시키고 있다.⁽¹⁾ 임피던스 심장기록법은 1966년 Kubicek에 의해서 개발이 된 후, 측정 지표 산출방법의 개선, 전자공학 발달에 따른 측정되는 신호 처리 기법의 향상, 하드웨어의 발전, 전극 위치와 측정결과에 관한 연구 등을 통해서 꾸준히 발전해왔다. 최근에는 침습적인 심박출량 기법들과 거의 동등한 정도의 타당도와 신뢰도를 가진 유일한 비침습적 심박출량 측정 기법으로 평가받고 있다. 임피던스 심장기록법은 사용법을 익히기가 간편하며, 무엇보다 휴식상태뿐만 아니라 운동 중에도 측정이 가능하므로 그 이용 영역이 매우 넓다^(2,3).

한편 뇌파는 뇌 속의 수많은 신경 세포들의 전기적인 활동이 더해져 외부에 나타나는 전류를 측정한 것이다^(4,5). 뇌파의 발생에는 $10^4 \sim 10^5$ 개 정도의 신경세포들이 관여하고 있기 때문에 뇌파는 그동안 정보처리 과정에서 부수적으로 발생하는 '무작위 신호' 정도로 여겨져 왔었다. 그러나 20세기 후반부부터 활발하게 이루어진 비선형 동역학적 연구에 의해 뇌파가 단순히 무작위 신호가 아니라 뇌의 정보처리 과정의 정보를 담고 있는 결정론적인 카오스 신호라는 사실이 보고되면서 뇌파의 연구는 많은 주목을 받게 되었다⁽⁶⁻⁸⁾. 뇌는 어떠한 상태에 따라서 각각 다른 카오스 상태를 가

지게 되는데 이것들은 상관차원이나 발산지수와 같은 비선형 동역학적 분석법에 의하여 정량화할 수 있음이 알려져 있다⁽⁹⁾. 이러한 상태분석법이 도입됨으로 인하여 뇌파는 질병진단 및 임상 활용에서 벗어나 정상인의 뇌 활동을 이해하기 위한 도구로써 이용가치가 커지고 있다.

지금까지 ICG에 관한 연구를 살펴보면, 뇌파와 직접적인 상관성을 고찰한 연구는 진행되지 않았으나, 김⁽¹⁰⁾ 등은 기공이나 명상과 같은 한의학적 인 수련을 행하는 동안 용적맥파의 지연시간에 유의한 변화가 있음을 보고한 바 있다. 또, 임피던스 심장기록법 지표와 심장에 대한 교감 신경계와 부교감 신경계의 활성도와의 관계를 비교하는 연구들도 있었는데, PEP는 교감신경계의 항진과 밀접한 관계가 있음이 밝혀진 바 있다^(11,12). 고⁽¹³⁾ 등은 호흡 제어에 따른 ICG 지표의 변화에 대한 연구에서 호흡훈련의 과정을 통해 심혈관계의 기능적 변화를 유도해 낼 수 있다는 점을 시사한 바 있다.

따라서 본 저자는 표본 집단을 무작위로 선정하여 뇌파의 복잡도를 관찰하면서 동시에 ICG, 즉 심혈관계의 기능을 측정함으로써, 인체에 나타나고 있는 서로 다른 신호들 간의 상관성을 연구해보고자 하였으며, 인체의 다양한 정보를 담고 있는 뇌파의 측정을 통해 보다 간편하게 심혈관계의 병리상태를 진단해낼 수 있는 방법을 찾아보고자 본 연구를 진행하였다.

II. 연구 대상 및 방법

(1) 연구 대상

실험에 참가한 피험자들은 임상시험 동의서에 서면으로 동의한 자원자들로서, 2006년 11월부터

2007년 1월까지 3개월간 건강한 남녀 성인을 모집하여 총 78명을 검사하고 그 중 30명(남자: 여자=16:14, 연령 24.33±1.65)을 뽑아서 연구했다. 그 30명을 대상으로 수행한 실험 과정에서 뇌파 자료의 대리검정을 거쳐 각 채널별로 비선형 자료가 아니라고 의심되는 피험자의 뇌파 자료는 배제하고 연구 분석을 하였다.

다음은 본 실험에서 정한 피험자에 대한 걸격여부의 기준이다.

- 1) 호흡 주기 및 심박동주기에 이상이 있는 자
- 2) 기공수련자, 직업운동선수
- 3) 내과 및 신경정신과적 질환과 뇌 외상 혹은 두뇌 병변이 있는 자
- 4) 해수, 객담, 발열 등을 수반하는 각종 호흡기계 질환자
- 5) 고혈압, 부정맥, 허혈성 심장질환 등을 포함하는 심혈관계 질환을 진단받은 자
- 6) 심장질환에 대해 수술 받은 과거병력이 있는 자
- 7) 심장질환과 관련된 혹은 자율신경계에 영향을 미치는 약물을 복용 중인 자
- 8) 감기, 식상 등 뚜렷한 내외감성 질환자
- 9) 위 절제자
- 10) 고혈압, 지질 강화약을 상복하고 있는 자
- 11) 연구 참여 거부 의사를 밝힌 자
- 12) 기타의 원인으로 측정이 불가능한 자

피험자는 검사 전 24시간 이내 담배, 아스피린, 커피, 녹차, 알코올을 섭취와 Vasoactive agents, α & β -antagonists 복용을 피하고, 48시간 이내의 Anticholinergic agents, Fludrocortisone, Diuretics 등 자율신경에 영향을 주는 약물의 복용을 금했다. 각 피험자는 첫 날 방문하여 피험자 임상시험 동의서를 작성한 후 일반적인 주의사항을 지

시받았으며, 임상시험 대상 제외기준 적용 여부를 검토하고, 만일 제외기준에 해당하지 않으면 귀가 조치하였다.

본 연구에 관한 모든 사항은 경희의료원 한방병원 임상시험 심사위원회(IRB, institutional Review Boards)에서 심의, 승인을 받은 후 시행하였고, 피험자는 서면으로 된 임상시험 동의서를 작성하였다.

(2) 연구 방법

본 연구는 크게 뇌파 신호 및 심혈관계 생체 신호를 측정하는 과정과 측정된 데이터를 비선형 동역학적 분석법으로 분석하는 과정으로 이루어졌다. 1차적으로 건강한 성인 남녀를 대상으로 자의호흡, 즉 아무런 제약을 주지 않은 평소의 호흡을 시키면서 뇌파(EEG)를 기록하였고 동시에 뇌파를 기록하기 시작한 시점에서 ICG를 측정하였다. 이렇게 구해진 두 가지 지표의 값들의 상관성을 고찰해 봄으로써 뇌파와 심장의 생리 병리적인 부분의 기전을 조금이나마 밝히는데 기여하고자 한다.

피험자는 검사 전 22-24°C의 조용한 방 안에서 안정되고 편안한 상태에서 10분 이상 휴식하여 안정을 취했다. 또한, 피험자의 의복은 조이지 않는 편안한 의복이었고, 스타킹 등은 벗고 검사했다. 검사 전 48시간 동안 급성질환이 없었음을 확인했고, 검사 전 24시간 동안 숙달되지 않은 격렬한 운동을 삼가게 하였다. 검사 당일 피험자들은 편안하게 눕고 움직임이 없는 안정 상태에서 5분 동안 휴식을 취한 후 어떠한 제약도 받지 않은 평소의 호흡(자의 호흡)을 하게 하였고, 이 상태에서 15분간 뇌파 측정을 하였다. 임피던스 심장도의 경우에는 자연스러운 호흡을 시작하며 편안하게 누운 시점에서 측정을 하였다.

연구의 두 번째 단계는 측정된 데이터를 바탕

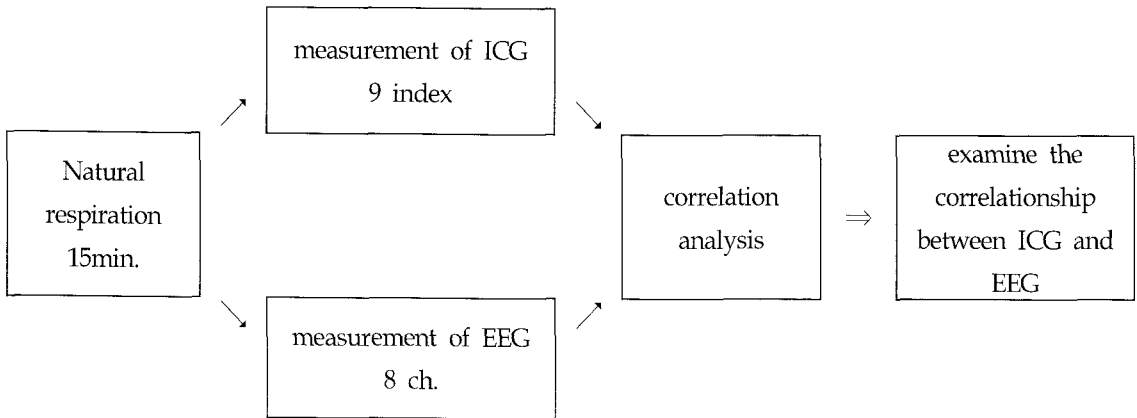


Figure 1. Flow chart of this study.

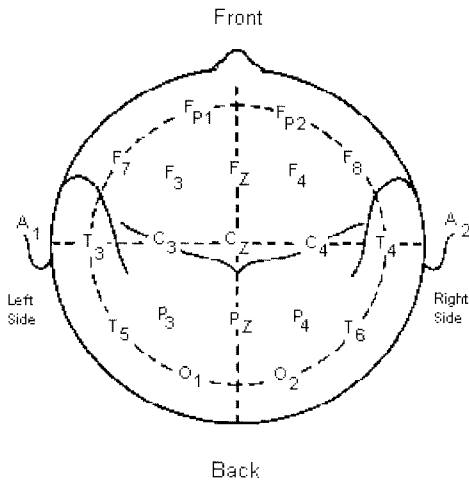


Figure 2. Arrangement of the 10/20 electrode, top of the head

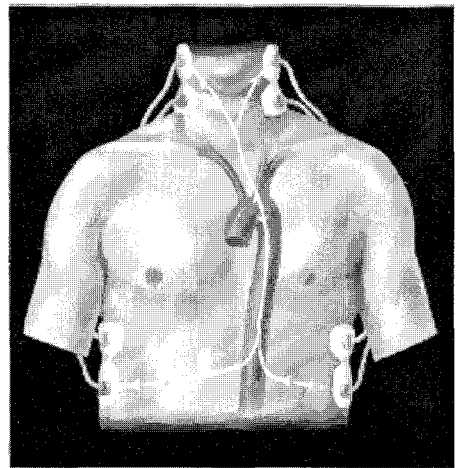


Figure 3. 4쌍의 전극을 이용한 임피던스 심장기록법에서의 흉부 임피던스 변화 측정

으로 뇌파와 임피던스 심장기록법 지표간의 상관성을 분석하는 것으로 행해졌다.

각 연구 단계의 자세한 사항은 다음과 같다.

1) 뇌파 측정(electroencephalogram)

각 채널별 뇌파지표는 각 채널 평균값을 산출하여 분석에 활용하였다. 뇌파는 HSYS-REC-LD (Stellate systems INC, Canada)를 이용하여 측정

하였다. 머리에 附着하는 전극의 배치는 국제뇌파 및 임상뇌대사학회연맹에서 추천하는 10-20시스템을 따라, 전극용 풀을 사용하여 4개의 도금된 전극을 Fp1, Fp2, F3, F4, T3, T4, P3, P4에 附着하여 데이터를 측정하였다(Figure 2). 접지전극(Ground electrode)은 우측 우양돌기위(Rt mastoid process)에 부착하였고, 기준전극(Reference electrode)은 우측 귓볼(Rt anterior resion of

Lobule of auricle)에 부착하였다.

2) 임피던스 심장도(ICG) 측정

흉부 임피던스의 변화는 Figure 3과 같이 약한 전류를 흘려주는 전극 2쌍과 흉부 임피던스를 측정하는 전극 2쌍을 목과 흉부에 각각 부착해서 측정한다. 목과 흉부의 전극은 서로 180도 반대로 마주보게 부착한다. 흉부 임피던스 심장도의 측정은 미국 General Electric 사의 환자 감시 장치 DASH® 4000을 이용했다. 임피던스 심장도 측정에서는 Heart rate(HR), Pre-ejection period(PEP), Left ventricular ejection time(LVET), Systolic time ratio(STR), Stroke index(SI), Cardiac index(CI), Thoracic fluid content(TFC), Acceleration

index(ACI), Velocity index(VI) 등이 측정되었다¹⁾.

임피던스 심장기록법에서 측정가능한 주요 측정 지표들은 Table 1에 정리된 것과 같다.

3) 상관분석

비선형성과 결정론적 성격을 조사하기 위해서 ACF(자기상관함수)알고리즘과 surrogate 검정법으로서 신호를 분석하였고, 시계열 지연시간 및 매립차원을 결정하여 끌개의 모양을 도식하였다. 자의적인 호흡에 따른 뇌파의 복잡도를 정량화하기 위해서는 상관차원(Correlation Dimension, D2)을 계산하였다. 본 연구의 상관분석에는 LAXTHA의 TeleScan 소프트웨어가 사용되었다.

Table 1. 임피던스 심장기록법에서 측정가능한 주요 측정 지표들¹⁾

측정 지표	기호	정의	계산 공식
Heart Rate	HR	분당 심장 박동수	ECG에서 R-R간격으로 구함.
Pre Ejection Period	PEP	심실이 탈분극되기 시작해서 동맥관이 열리기까지의 시간 (전기적 수축기)	ECG의 Q점에서 dZ/dt 그래프의 B점까지 시간
Left Ventricular Ejection Time	LVET	대동맥관이 열려서 닫히기까지의 시간(기계적 수축기)	dZ/dt 그래프에서 B점에서 X점까지의 시간
Stroke Volume	SV	심장 박동 당 좌심실에 의해 박출되는 혈액량	$SV = Vth \times LVET \times \frac{(dZ/dt)_{max}}{Z_0}$
Stroke Index	SI	단위 체표면당 심실박동량	$SI = \frac{SV}{BSA}$
Cardiac Output	CO	분당 좌심실이 박출하는 혈액량	$CO = SV \times HR$
Cardiac Index	CI	단위 체표면당 심박출량	$CI = \frac{CO}{BSA}$
Heather Index	HI	심근 수축성의 변화에 매우 민감함	$HI = \frac{(dZ/dt)_{max}}{(Q \sim C \text{ 시간간격})}$
Thoracic Fluid Content	TFC	흉부의 혈관내액, 폐포내액, 간질액 등으로 결정되는 흉강의 도전율	$TFC = \frac{1}{Z_0}$
Systolic Time Ratio	STR	전기적 수축기와 기계적 수축기의 비	$STR = \frac{PEP}{LVET}$
Systemic Vascular Resistance	SVR	혈류에 대한 동맥계의 저항	$SVR = 80 \cdot \frac{(MAP - CVP)}{CO}$
Systemic Vascular Resistance Index	SVRI	단위 체표면당 동맥계의 혈류 저항	$SVRI = 80 \cdot \frac{(MAP - CVP)}{CI}$

① 분석할 데이터 결정

30명의 환자에게서 각각 구해진 8ch의 데이터로 상관차원을 구하고 surrogate 검정법을 사용하여 비선형적 결정론계로 보이지 않은 4명의 자료는 제외시키고 channel별로 비선형적 결정론계 자료를 대상으로 했다.

② 뇌파의 스칼라 시계열의 위상공간 내 재구성

1차원 뇌파 시계열에 대한 위상공간 재구성을 위해서 먼저 시계열의 지연시간을 구하는 것이 필요하다. 지연시간을 구하는 방법으로 쓰이는 기법에는 자기상관함수법을 사용하였다¹⁴⁾.

그 다음 위상공간 재구성을 위해서는 시계열의 매립차원도 결정하여야 한다. 매립차원을 결정하기 위한 방법으로 singular value decomposition analysis(SVD), Saturation of system invariants, False Nearest Neighbor(FNN), True vector field 등의 방법들이 제시되었다.¹⁵⁻¹⁸⁾ 본 연구에서는 SVD 알고리즘을 이용하였다.

위 두 방법을 통해 뇌파의 스칼라 시계열을 위상공간에 끌개로 재구성하였다.

Laxtha의 complexity program(비선형분석프로그램)을 이용하여 뇌파의 상관차원분석을 실시하였다. delay time과 embedding dimension은 프로그램 자체가 가지고 있는 ACF와 SVD 알고리즘을 이용한 autosetting을 사용하여 가장 많이 나오는 9를 Embedding dimension으로 설정하였고 Delay time는 4로 고정하여 계산되었다.

③ 뇌파 시계열의 비선형성 및 결정론적 성격 결정

뇌파시계열이 비선형성, 결정론적 성격을 가지는가 하는 물음에 대한 기존의 연구들은 양의 발산지수 값이나 한정된 상관차원의 값들만으로 이 물음에 대한 답을 줄 수 없음을 보고하고 있다.

그러므로 뇌파에서의 비선형성이나 결정론적 성격을 조사하는 또 다른 방법으로서 surrogate 검정법을 사용하였다. 이를 위해서 뇌파 시계열 데이터를 위상속음(phase randomized)하여 선형 상관성, 주파수 성분, 평균값, 표준편차 자기상관함수, 히스토그램 등의 선형적 통계적 성질은 변하지 않으면서 데이터 내부의 결정론적 성질을 제거한 surrogate 데이터 집합을 만들었다. 이 선형 통계적 집합에서 비선형 지수값을 계산하고 이를 실제의 뇌파 시계열에서 구한 비선형 지수값과 비교하여 어떤 유의도를 넘는 차이를 보인다면 뇌파 시계열은 비선형성과 결정론적인 성격을 가진다고 보았다. 비교를 위해서는 30개의 surrogate 집합을 만들고 이들의 평균 및 표준편차를 구한 뒤 유의수준 0.05로 독립 T검정하여 뇌파시계열의 비선형 지수값이 여기 속하는지를 검정하였다. 유의수준이 0.05보다 적을 때 뇌파 시계열 데이터가 비선형 결정론적 성격을 가졌다고 본다¹⁹⁾.

④ 상관차원의 계산

N개의 점으로 이루어진 위상공간이 있을 때 $\chi_i(t)$ 를 위상공간에서의 한점이라고 가정한다면 이때의 $\chi_i(t)$ 는 $[\chi_0(t), \chi_0(t+T), \dots, \chi_0(t+(d-1)T)]$ 로 embedding(매립)되어져 있다. 이 때 임의의 점 $\chi_i(t)$ 를 골라 이 점을 제외한 나머지 N-1개의 점에 대해 $|\chi_i - \chi_j|$ 를 구한다. 이것은 $\chi(t)$ 를 중심으로 하는 위상 공간상의 반경 r인 일반적인 구안에 위치하는 점의 개수를 셀 수 있도록 하기 위함이다. 이러한 과정을 모든 점 i에 대해 반복하여 평균을 취하면 아래 식(1)과 같은 양을 정의 할 수 있다.

$$C(r) = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1, i \neq j}^N \theta(r - |\vec{x}_i - \vec{x}_j|) \quad \text{식(1)}$$

단, $\theta(x)$ 는 $x < 0$ 일 때 $\theta(x)=0$ 을, $x > 0$ 일 때 $\theta(x)=1$ 을 갖는다. C(r)은 자유도가 f인 계의 경우,

잡음(random)신호라면 $C(r)=r^f$ 을 만족하고 카오스 신호라면 $C(r)=r^{\gamma}(v > f)$ 를 만족한다. 계의 상관차원은 $\log r$ 에 대한 $\log C(r)$ 의 기울기로 구할 수 있다.

$$D_{GP} = \frac{d \log C(r)}{d \log r} \quad \text{식(2)}$$

위 식(2)는 Grassberger Procaccia 알고리즘을 이용하여 상관차원을 구한 것이다²⁰⁾. 위 식을 이용하면 매립차원 d 를 높여가면서 상관차원 D_{GP} 를 구할 수 있다. d 가 어느 정도 커지면 D_{GP} 값은 일정한 값으로 포화 되는데 이 때 포화 되어진 값을 상관차원이라고 말한다. 또한 포화되기 시작하는 d 값은 계를 나타내기 위한 최소한의 독립 변수의 개수로 매립차원이라고 한다.

⑤ 비정상 시계열의 비선형 분석

생체시계열은 측정할 때 심박, 호흡, 호르몬 분비, 자율신경 진동, 장·단기 생체리듬 등의 내부 자극과 외부 소음, 빛, 움직임 등의 외부 자극에 의한 동력학적 잡음과 측정기기에서 발생하는 측정 잡음에 의해 정상성을 유지하지 못하고 끊임 없이 변화한다. 정상상태의 지속을 가정하여 만들어진 시계열 분석 방법들을 비정상 시계열에 적용하면 틀린 결과를 얻게 된다. 최근 발전되고 있는 비정상 시계열 분석 방법은 windowing, parametric recurrence plot, attractor switching이 있다. 이중 본 논문은 windowing 방법을 사용하였다.

창 분할(windowing) 방법을 응용한 동력학적

특성 변화의 추적을 통해, 간질환자의 경련전 전조 상태를 약 10분전 예측할 수 있었다는 보고가 있다²¹⁾. 15분간 측정된 뇌파 중 육안으로 안정된 부분의 40초 구간을 선택하여 10240(40*256)개의 데이터를 수집하였다. 이 시계열에 대해 정상적(stationary) 특성이 유지된다고 생각되는 적절한 시간간격으로 1024개(4초)의 창을 만들고 샘플링 주파수 256(1초)간격으로 창을 이동시키며 각각의 창에 속한 데이터에 대한 비선형 지수값인 상관차원을 계산하였다.

4) 통계방법

임피던스 심장도의 9가지 측정지표(HR, CI, SI, TFC, ACI, VI, STR, PEP, LVET)와 8 채널별 뇌파 상관차원 간에 상관분석을 하였으며 spearman's 방식의 비모수분석을 실시하였다. 통계처리에는 SPSS 13.0 for Windows 소프트웨어가 사용되었다.

종속 변수에 뇌파의 상관차원을 넣고 모수 요인에 임피던스 심장도의 9가지 측정지표를 넣어 분석하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1) 자료의 기본특성

피험자 30인의 각 채널별 상관차원 값 및 임피던스 심장도 지표들의 평균과 표준편차는 다음과 같다.

Table 2-1. EEG 8채널의 N, 평균, 표준편차

	ch.1	ch.2	ch.3	ch.4	ch.5	ch.6	ch.7	ch.8
N	30	30	30	30	30	30	30	30
Mean	2.486	2.45	2.261	2.227	3.4267	3.553	3.17	3.159
Std. Deviation	1.019	0.98	1.183	1.09	0.8338	0.875	0.62	0.7003

Table 2-2. ICG 측정값의 N, 평균, 표준편차

	HR	CI	SI	TFC	ACI	VI	STR	PEP	LVET
N	30	30	30	30	30	30	30	30	30
Mean	72.47	2.93	40.93	27.67	131.53	62.97	0.45	123.17	272.97
Std. Deviation	13.55	0.5	5.521	4.498	35.087	15.78	0.08	13.931	21.506

Table 3. 뇌파 시계열의 비선형성 및 결정론적 성격 결정

	ch.1	ch.2	ch.3	ch.4	ch.5	ch.6	ch.7	ch.8
1	0.00	0.00	0.01	0.07*	0.01	0.00	0.00	0.00
2	0.02	0.12*	0.28*	0.10*	0.00	0.12*	0.00	0.05*
3	0.00	0.00	0.04	0.01	0.00	0.00	0.05*	0.00
4	0.61*	0.44*	0.09*	0.13*	0.00	0.00	0.00	0.00
5	0.45*	0.00	0.60*	0.41*	0.00	0.00	0.00	0.00
6	0.00	0.00	0.03	0.23*	0.00	0.00	0.00	0.00
7	0.00	0.00	0.00	0.00	0.33*	0.00	0.69*	0.01
8	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
9	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
10	0.10*	0.44*	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
11	0.41*	0.47*	0.00	0.00	0.13*	0.00	0.00	0.00
12	0.01	0.54*	0.34*	0.15*	0.00	0.00	0.00	0.00
13	0.11*	0.15*	0.24*	0.16*	0.00	0.00	0.07*	0.09*
14	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
15	0.01	0.00	0.00	0.00	0.05*	0.04	0.35*	0.53*
16	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
17	0.05*	0.00	0.00	0.00	0.16*	0.07*	0.59*	0.38*
18	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
19	0.01	0.00	0.08*	0.02	0.00	0.00	0.00	0.00
20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
21	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
22	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
23	0.05*	0.28*	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
24	0.00	0.00	0.00	0.00	0.21*	0.00	0.00	0.00
25	0.00	0.30*	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
26	0.01	0.02	0.00	0.07*	0.00	0.00	0.48*	0.57*
27	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
28	0.19*	0.00	0.00	0.00	0.61*	0.00	0.00	0.00
29	0.00	0.00	0.00	0.00	0.17*	0.00	0.03	0.01
30	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
비선형자료 (N값)	22	22	24	22	23	28	24	25

*유의수준 0.05 이상으로, 비선형성을 띠고 있지 않음.

2) 비선형 자료의 대리검정

피험자 30인의 각각의 자료를 채널별로 뇌파 시계열의 비선형성 및 결정론적 성격을 정의하기 위하여 T검정을 한 결과 Table 3과 같은 결과값을 얻을 수 있었고, 유의 수준이 0.05 이상인 자료를 배제함으로써 각 채널별로 비선형자료의 N값 및 대상자를 가려낼 수 있었다.

3) 각 채널별 뇌파 상관차원과 임피던스 심장도 지표 간의 상관분석 결과

EEG의 8개 채널별 상관차원 값과 임피던스 심장도의 9가지 지표들과의 상관성을 분석해 본 결과는 다음과 같다.

Table 4-1. Correlation Analysis between ICG and EEG complexity

ICG	ch.5		ch.6		ch.7		ch.8	
	C.C	p	C.C	p	C.C	p	C.C	p
HR	0.026	0.905	0.134	0.497	-0.24	0.252	0.036	0.863
CI	-0.07	0.739	-0.04	0.836	-0.07	0.744	-0.06	0.792
SI	-0.2	0.365	-0.18	0.353	0.173	0.419	-0.27	0.184
TFC	0.269	0.214	0.172	0.382	0.286	0.176	-0.07	0.754
ACI	-0.15	0.488	0.007	0.972	0.275	0.194	-0.04	0.858
VI	-0.23	0.293	-0.08	0.688	0.156	0.466	-0.13	0.531
STR	0.106	0.63	0.24	0.218	0.07	0.745	-0.05	0.819
PEP	0.096	0.665	0.155	0.431	0.165	0.441	-0.03	0.9
LVET	-0.21	0.339	-0.3	0.121	0.115	0.594	0.072	0.733
N값	23		28		24		25	

C.C: Correlation Coefficient, p: p value, ch. means channel.

*p<0.05 **p<0.01

Table 4-2. Correlation Analysis between ICG and EEG complexity

ICG	ch.1		ch.2		ch.3		ch.4	
	C.C	p	C.C	p	C.C	p	C.C	p
HR	0.027	0.906	-0.08	0.719	-0.09	0.659	-0.125	0.578
CI	-0.272	0.221	-0.38	0.081	-0.36	0.082	-0.381	0.08
SI	-0.296	0.181	-0.36	0.104	-0.34	0.103	-0.415	0.055
TFC	-0.14	0.534	-0.14	0.524	-0.12	0.581	-0.18	0.423
ACI	-0.336	0.126	-0.34	0.123	-0.37	0.074	-0.465	0.029*
VI	-0.386	0.076	-0.39	0.07	-0.43	0.034*	-0.502	0.017*
STR	0.197	0.38	0.254	0.255	0.093	0.664	0.083	0.713
PEP	0.316	0.153	0.409	0.059	0.238	0.262	0.258	0.247
LVET	-0.018	0.936	0.037	0.869	0.105	0.626	0.138	0.539
N값	22		22		24		22	

C.C: Correlation Coefficient, p: p value, ch. means channel.

*p<0.05 **p<0.01

IV. 고 찰

뇌파 복잡도와 임피던스 심장도와의 상관성 연구는 선행연구가 거의 전무한 상태에서 실험을 진행하고 분석을 시행하면서 과연 어떤 결과를 도출해 낼 수 있을까라는 의문이 끊임없이 제기되었다. 실제로 분석을 시행한 9개의 지표 중에서 HR(분당 심장 박동수), TFC(흉부의 전기 도전을), PEP(심실이 탈분극되기 시작해서 동맥관이 열리기까지의 시간), LVET(대동맥관이 열린 후 닫힐 때까지의 시간), STR(심실의 수축기능) 등의 다섯 지표는 8채널의 뇌파 복잡도와 상관관계를 찾아볼 수가 없었다. 나머지 네 지표 중 CI(단위 체표면당 심박출량)와 SI(단위 체표면당 좌심실의 박출량)는 통계적으로 유의한 수치(p value<0.05)의 범위 내에 들지는 못했으나 거의 근사한 수치를 보이고 있기에 어느 정도는 의미가 있다고 보여지지만 그마저도 단 한 채널에 국한되고 있을 뿐이다. 이들 지표들에 있어서 상기와 같은 결과가 나온 것은 흉부혈관계에 있어서 영향을 미치는 인자가 자율신경계의 상승, 저하에 의존하고 있다는 데에서 그 원인을 찾아볼 수 있을 것이다. 실험 설정의 한계상 뇌파의 복잡도를 측정함에 있어 다른 기타의 자극 요소를 배제하고 흉부혈관계에 해당하는 뇌파의 신호를 선택적으로 추출해 낼 수가 없다면 상관성 연구를 심층적으로 진행하기에 무리가 따를 것이라 판단된다. 또한 피험자의 motion artifact에 의한 잡음을 필터링하는 과정에서 그것이 단순 noise인지 혹은 ERS, ERD와 같이 어떤 자극에 의한 뇌파의 출렁임인지를 판단하는 것도 뇌파의 연구에 있어 중요한 한 지표가 될 것이다.

이번 연구에서 통계적으로 의미가 있었던 지표는 VI(대동맥에서 혈류의 최고 유속)와 ACI(대동맥 혈류에 가해지는 가속도)였다. Table 4-1에 보

이는 것처럼 VI는 채널3과 채널4와의 상관분석에서 0.05 이하의 p 값을 나타내면서 유의성 있는 음의 상관관계를 나타낸다. ACI는 역시 4채널에서 유의성 있는 음의 상관관계를 나타내고 있다. 즉, 뇌파복잡도가 증가할수록 VI와 ACI 수치는 낮아진다고 할 수 있을 것이다. 일반적으로 생각할 때 뇌파 복잡도의 증가는 곧 뇌의 활동도가 높아지는 것이라 할 수 있을 것이다. 하지만 뇌의 활동이 높아진다는 것은 달리 말하면 신체적인 요구 사항 보다는 정신적인 요구사항이 많아지고 있다고도 할 수 있다. 따라서 신체가 요구하는 혈류량은 오히려 낮아지고 이에 따라 VI와 AVI 지표와의 상관값은 음의 값을 나타내고 있다고 보여진다. 또 한편 교감신경과 혈류량 및 혈류속도의 상관성과도 연관지어 생각해 볼 수 있는데, 편안한 자의 호흡을 15분간 유지하면서 극도의 안정상태에 접어든 피험자들은 교감신경계의 활성도가 저하되었을 것이며 이로 인해 상기 지표들의 값이 음의 상관성을 나타낸 것이라 생각되어진다. 이러한 부분은 향후 연구에 있어 충분히 배제되어야 할 부분이라 생각되며, 안정상태 이외의 활동상태에 있어서의 뇌파복잡도의 추가연구가 필요하다고 보여진다.

한편 특정 지표에 대한 각각의 반응보다는 3채널과 4채널의 전반적인 상관성에 대한 부분에도 초점을 맞출 필요가 있다. 4채널의 경우에는 SI와 CI에 있어서도 상대적으로 다른 채널에 비해 의미 있는 p 값을 나타내고 있으며 3채널도 그와 유사하게 나타나고 있다. 이러한 점은 추후 뇌파의 부위별 활성도나 생체 신호와의 연관성에 대하여 추가 연구를 통해 밝혀내야 할 부분이다.

상관차원(correlation dimension)은 특정시점의 시스템의 상태가 위상공간의 한 점으로 대응되어져 시간이 지남에 따라 궤적을 형성하는 많은 점들이 찍히게 되고, ergodic condition(상당한 기간

이 지난 후, 하나의 체계가 최초의 상태와 거의 비슷한 상태로 돌아가는 조건하에 있는 것)을 거의 만족시키는 위상공간에 찍힌 충분히 많은 점들로부터 위상공간에서의 공간적 시간관계를 나타내는 값이다. 이 값은 계를 결정하는 독립변수의 개수와 관계가 있으며, 카오스의 경우에는 낮은 차원의 비정수 값을 가진다. Grassberger와 Procaccia의 알고리즘에 의하여 구하는 것이 일반적이다^{22,23)}.

비선형성을 띠고 있는 생체신호, 즉 뇌파는 그 분석에 있어 기존의 생체신호들, 즉 선형성을 띠고 있는 자료와는 방법을 달리해야만 한다. 1985년 Babloyantz에 의해 진행된 연구⁽⁴⁾ 이래로 구해진 정상적인 뇌의 여러 상태에서의 상관차원 값을 살펴보면 뇌의 상태가 바뀔 때마다 상관차원이 바뀌는 것을 알 수 있고, 이로써 뇌의 상태는 chaotic한 정도에 의해 구분되며 수면시 보다 깨어 있을 때 더욱 chaotic하다는 것을 알 수 있으며, 이는 뇌가 정보를 빠른 속도로 처리하기 위해서는 비선형적인 효과를 이용해야 하며, 이러한 비선형적인 효과에 의해 synchronization이 된다는 것을 의미한다고 할 수 있다.

그러나 과연 뇌파가 카오스적 신호인가, 혹은 무작위 잡음 신호인가하는 문제는 아직도 논란이 있는 부분이다. 뇌파가 비선형적 요소를 가지고 있을지라도 저차원적이지 않고 상당히 높은 차원으로 결정되므로 카오스 신호가 아니라는 주장도 있으며²⁴⁾, 비록 완전히 전파장의 신호를 무작위로 내는 백색잡파는 아닐지라도 일정한 범위내의 잡파인 유색 잡파의 가능성도 완전히 배제하지는 않았다²⁵⁾. 비록 이렇게 뇌파의 비선형 분석에 관하여는 아직도 많은 논란이 있을 지라도, 뇌파라는 시계열 신호에서 상관 차원 값과 같은 카오스적 변수를 산출할 수 있다는 것은 의미 있는 것으로, 그 의미를 명확히 하기 위한 지속적인 연구가

필요할 것으로 사료된다.

본 연구는 비선형성을 지닌 뇌파를 상관차원을 통해 분석하고, 임피던스 심장도와와의 상관성을 도출하고자 진행된 연구로서 전술한 기술적 문제 이외에도 실험 진행상 성별이나 연령이 충분히 고려되지 못한 점이나 연구 대상자수가 30명에 미치지 못함으로써 그 표본수치가 부족했다고 판단되는 바, 향후에는 이러한 문제가 보완되어야 할 것이다. 또한 뇌파 측정 기간을 15분이라는 긴 시간을 두게 됨으로 인하여 실험 도중 수면에 빠지는 경우를 배제하지 못한 점이 있었다. 또 ICG data의 측정에 있어서 뇌파를 측정하는 15분 동안에 몇 개의 시간간격으로 여러 시점에서 측정을 하였다면 보다 의미있는 결과가 도출되지 않았을까 한다.

이전까지 뇌파 신호와 흉부심혈관계의 상관성에 대한 연구가 미미하다는 점에서 본 연구를 진행하는 입장에서 여러 가지 난관에 봉착할 수밖에 없었으나, 이 연구를 바탕으로 향후에는 뇌파에 대한 보다 다각적이고 심층적인 접근이 가능해지리라 예상되며, 또한 보다 비침습적이고 간편한 방법을 통하여 확정적인 질병상태에 있지 않은 사람들에게서 뇌파의 복잡도만을 구해내어 현 상태 혹은 향후의 심혈관계의 이상상태를 진단해 낼 수 있는 새로운 진단기법의 개발에 단서를 제공할 수 있지 않을까 기대해 본다.

V. 결 론

본 연구에서는 뇌파 복잡도가 임피던스 심장도 지표와 어떠한 상관성을 지니고 있는지에 대하여 고찰해보기 위하여 건강한 성인남녀 30명을 대상으로 뇌파 및 임피던스 심장도 지표를 측정하였다. 측정된 지표들을 토대로 비선형 역동학적 방

법을 통해 뇌파의 상관차원을 구하였고, 임피던스 심장도 지표와의 상관분석을 시행한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임피던스 심장도의 측정 지표인 HR, TFC, PEP, LVET, STR 등의 다섯 지표는 뇌파 복잡도의 8채널과 유의한 상관성을 나타내지 않았다. ($p>0.05$)
2. 임피던스 심장도의 측정 지표인 ACI는 4채널 뇌파복잡도와 유의한 상관관계를 나타내었다. ($p=0.03$)
3. 임피던스 심장도의 측정 지표인 VI는 각각 3채널($p=0.034$)과 4채널($p=0.017$)에서 뇌파복잡도와 통계적으로 유의한 상관성을 나타내었다.

參 考 文 獻

1. Young-II Ko, Hyon-Soo Lee, Young-Jae Park, Young-Bae Park. A Review on Impedance Cardiography and Its Oriental Medical Application. The Journal Of The Korea Institute Of Oriental Medical Diagnostics. 2006; 10(2): 67-78.
2. Louise Jensen, RN, PhD, Joan Yakimets, RN, MN, Koon K. Teo, MB, PhD Issue in Cardiovascular Care : A review of impedance cardiography, Heart & Lung The Journal of Critical Care. 1995; 24(3): 183-193.
3. 김덕원, 김정열, 고한우, 김남현, 김원기. 임피던스 심장기록법을 이용한 심장기능의 측정. 의공학회지. 1988; 9(1): 109-115.
4. Babloyantz A. & Salazar J.M. Evolution of chaotic dynamics of brain activity during the sleep cycle. Phys. Lett. 1985; 111A: 152-156.
5. H.J. Ben, Wei-Kang Cheng. Structural EEG engineer. IEEE Engineering in medicine and biology magazine. 1988, 41-45.
6. P. Grassberger, I. Procaccia. Dimension and entropies of strange attractors from a fluctuating dynamic approach. Physica D. 1984; vol.13: 34-54.
7. Alan Wolf, Jack B. swift, Vastano. Determining Lyapunov Exponent from a time series. Physica D. 1985; vol.16: 285-317.
8. Francis C. Moon. Chaotic and Fractal Dynamics. John Wiley & Sons, INC. 1992.
9. Skrandies K. Evoked potentials correlates of semantic meaning, A brain mapping study. Brain Res Cogn Brain Res. 1998; 6(3): 173-183.
10. 김혜경, 신상훈, 박영배. 기공의 효능 효과에 관한 문헌적 고찰. 2004; 8(1): 69-85.
11. Hartmut Schächinger, MD, Markus Weinbacher, MD, Alexander Kiss, MD, Rudolf Ritz, MD, Wolf Langewitz, Cardiovascular Indices of Peripheral and Central Sympathetic Activation, Psychosomatic Medicine. 2001; 63: 788-796.
12. Helen J. Burgess, Plamen D. Penev, Renate Schneider, Eve Van Cauter, Estimating cardiac autonomic activity during sleep : impedance cardiography, spectral analysis, and Poincare plots, Clinical Neurophysiology. 2004; 115: 19-28.
13. Young-II Ko, Young-Jae Park, Young-Bae Park, Hyon-Soo Lee. The Effect of Controlled Respiration on the Impedance Cardiography and the Second Derivative of PhotoPleth-

- smography. The Journal Of The Korea Institute Of Oriental Medical Diagnostics. 2007; 11(1): 82-104.
14. Kennel M, Brown R, Abarbanel H, "Determining embedding dimension for phase space reconstruction using a geometrical reconstruction," Phys Rev A. 1992; vol.45: 3403-3411.
 15. H. D. I. Abarbanel, R. Brown, J. J. Sidorowich and L. S. Tsimring, Reviews of Modern Physics 65, 1995, 1331.
 16. H. D. I. Abarbanel, Analysis of Observed Chaotic Data, 1996; Springer.
 17. H, Kantz and T. Schreiber. Cambridge Univ. Press, Nonlinear Time Series Analysis, 1997.
 18. D, Kaplan, Nonlinear Dynamics in Biology and Medicine: Lecture and Lab Notes, McGill Univ, 1997.
 19. Theiler J, Eubank S, Longtin A, Galdrikain B, Farmer JD. Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. 1992; Physica D 58: 77-94.
 20. K. G Choi, E. K Cho, S. H Chae, E-S. Kim, JS Kim. Spectral and Bispectral EEG analysis in acute unilateral ischemic stroke patients. Neurology Psychiatry and Brian Research. 7. 1999; 9-14.
 21. Lehnertz K, Elger CE. Can epileptic seizure be predicted? Evidence from nonlinear time series analysis of brain electrical activity. Phys Rev Letts. 1998; 80: 5019-5022.
 22. Peter Grassberger and Itamar Procaccia. Physics Review Letters. 1983; 50: 346.
 23. Peter Grassberger and Itamar Procaccia. Measuring the Strangeness of strange Attractors. Physica 9D. 1983; May: 189-208.
 24. Pritchard WS, Duke DW, Kriehle KK. Dimensional analysis of resting human EEG II: Surrogate-data testing indicates non-linearity but not low-dimensional chaos. psychophysio. 1995; 32: 486-491.
 25. Röschke J, Fell J, Beckmann P. Nonlinear analysis of sleep EEG data in schizophrenia: Calculation of the principal Lyapunov exponent. Psychiatry Res. 1995; 56: 257-269.