Deep Vein Thrombosis 진단을 위한 Impedance Plethysmography의 시뮬레이션 연구

論 文
50D - 10 - 6

A Simulation Study of Impedance Plethysmography for Diagnosing Deep Vein Thrombosis

李 田* · 李 景 中**
(Jeon Lee · Kyoung-Joung Lee)

Abstract - In this study, the effects of vascular parameter changes and electrodes on VOP measurement based on IPG were simulated mathematically. For the evaluation of the effects of hemodynamic changes on VOP, a mathematical model, which consists of cardiovascular system model and venous occlusion model, was developed and the model solution representing the blood flow and pressure in measuring point was found by 2nd order Runge-Kutta method. And, with sensitivity coefficients obtained from finite element solution of electric field in measuring point, the effects of electrode system on measurement were evaluated. As increasing the resistance, the venous capacitance was not changed but the venous outflows were decreased and the decreased compliance reduced the venous capacitance. And, for several configurations of round electrodes and band electrodes, the sensitivity coefficients were computed using the electric field distribution along deep vein.
In conclusion, the proposed mathematical cardiovascular model could be applied to the simulation study on the effects of hemodynamic parameters on DVT diagnosis with IPG. And, also the sensitivity coefficients could provide effective electrode configuration for exact measurement of VOP.

Key Words : IPG, VOP, mathematical model, hemodynamic change, sensitivity coefficient, electrode configuration

1. 서 론

DVT(deep vein thrombosis)는 정맥 내에 생기는 혈액 응고물이 부분적 또는 전체적으로 혈류의 흐름을 막아 붓기 및 통증을 유발시키며, 혈류를 통해 폐로 이동하여 폐의 혈액공급이 차단함으로써 폐조직을 파괴시키는 폐색전을 유발할 수 있는 질병이다. 정맥 내 혈전을 진단하는 대표적인 방법으로는 외과적 시술을 통하여 혈관에 조영제를 주입하여 촬영하는 정맥 조영술(venogram)과 도플러효과 초음파 측정기, VOP(venous occlusion plethysmography) 등을 이용한 비관혈적 방법이 있다. 비관혈적 방법은 기기 및 측정비용이 저렴하고, 환자에게 부담을 적게 주는 장점은 있으나 그 정확성이 떨어지는 단점이 있다. 그러나, Mullick 등[1]에 의하면 DVT 진단 시 임피던스 혈량 측정기는 95%의 정확성을 보이고 있어 임피던스를 통한 VOP 측정(IPG, impedance plethysmography)의 유용성이 확인된 바 있다. 이에 따라 수술환자나 내과환자의 다리의 DVT 존재여부를 스크린하는 VOP와 같은 비관혈적 방법에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다[2-4].

* 正 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 博士課程
** 正 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 教授 · 工博
接受日字 : 2001年 7月 27日
最終完了 : 2001年 8月 30日

임피던스를 이용한 VOP의 측정은 환자를 바로 눕히고 측정 다리를 15~20 cm가량 든 상태에서 허벅지에 압박 커프를 감아 정맥압보다는 높고 동맥 이완기압보다는 낮은 압력을 가하여 정맥혈이 폐색되도록 하고, 약 2분 뒤 감압하여 정맥혈이 다시 흐르게 하는 과정으로 이루어 진다. 이때 정맥혈의 부피변화에 의한 생체 임피던스의 변화인 IPG를 기록하고, 잡음을 제거 후 신호의 형태로부터 진단에 필요한 파라미터를 추출하여 사용한다. 따라서, DVT 진단은 IPG의 형태에 매우 의존적이기 때문에 이 신호의 형태에 영향을 미칠 수 있는 요소들에 대한 고찰이 필요하다. 이런 요소로는 환자의 측정자세, 병적 이상에 의한 혈관계 변수의 변화 등이 있으며, 전극의 위치에 따라 획득되는 신호의 크기나 잡음 비가 바뀌게 된다. 이에 혈류를 안정상태로 가정하여 VOP를 수학적으로 모델링하고, DVT가 실린더 모양으로 생성된다고 가정하여 DVT의 양이 venous outflow에 미치는 영향을 평가하는 연구가 수행된 바 있다[5]. 그러나, 이 모델은 심혈관계와의 연관성을 단순히 파라미터의 조정하는 다리 국부 모델로써 심혈관계 변수의 영향을 첨가할 수 없는 단점이 있었다. 한편, 생체 임피던스 측정에 사용되는 인가전극과 측정전극의 위치 및 크기는 생성되는 전계(electric field) 및 측정결과에 영향을 미치므로 전극 선택의 중요성이 언급된 바 있고[6], 제세동 쇼크(defibrillation shock)[7], 호흡량 측정[8] 등의 연구에서 전극 조합이 미치는 영향에 대한 연구가 수행된 바 있다. 그러나, 아직 DVT 검출을 위한 전극 시스템이 측정결과에 미치는 영향에 대한 연구는 이루진 바 없다.

본 연구에서는 심혈관계와 커프 가압부를 동시에 구현한 수학적 모델을 개발함으로써, 보다 실제적인 VOP를 구현할 뿐만 아니라 IPG 측정 시 혈관계 변수변화가 측정결과에 미치는 영향을 시뮬레이션을 통하여 밝히고, IPG 측정 결과로부터 역으로 혈관계 변수를 유추할 수 있는 기반을 마련하고자 한다. 또, 진단에 사용되는 전극 시스템이 DVT 진단에 미치는 영향을 유한요소법(FEM)을 통하여 고찰함으로써, 진단에 유용한 신호 획득을 위한 효과적인 전극 시스템 선택에 대한 기초 자료를 구축하고자 한다.

2. 수학적 모델

2.1 혈관계 pressure - flow 모델

혈관계 모델은 혈관의 두께 및 탄성(elasticity), 혈액의 밀도(density) 및 점도(viscosity)의 파라미터와 이들 파라미터로부터 계산되는 저항(resistance), 관성(inertance), 컴플라이언스(compliance)로 구성이 되며, 변수 압력(pressure), 흐름(flow), 부피(volume)에 대한 방정식으로 이루어진다. 혈관계 모델을 지배하는 기본 방정식은 연속 방정식(continuity equation)과 운동량 방정식(momentum equation)을 포함한 Navier-Stoke 방정식이다[9]. 여기에 압력에 따른 혈관벽 변화 등의 비선형적인 특성을 첨가하기 위하여, 혈관계를 여러 개의 실린더 형태의 혈관들로 이루어졌다고 가정하여 각 혈관의 길이와 반지름에 의해 혈관 특성을 정의한 discrete lumped 모델이 Rideout [10]에 의해 제안되었다. 각 혈관은 R-L-C 회로로 구현이 가능하며, 지배방정식은 식 (1), (2)와 같다.

$$f_n - f_{n+1} = C_n \frac{dp_n}{dt} \tag{1}$$

$$p_n - p_{n+1} = L_{n+1} \frac{df_{n+1}}{dt} + R_{n+1} f_{n+1} \tag{2}$$

p_n와 p_{n+1}은 세그먼트 양끝에서의 압력, f_n와 f_{n+1}은 세그먼트 양끝에서의 혈류속도를 나타낸다. C_n은 혈관의 크기와 탄성에 의해 결정되는 컴플라이언스, L_{n+1}은 혈액의 양에 의해 결정되는 관성, R_{n+1}은 혈류저항을 의미한다.

2.2 전계 분포 모델

혈류 압력 및 흐름의 변화는 생체 임피던스 측정기법, 광센서를 이용한 방법, 초음파 센서를 이용하는 방법 등으로 측정 가능하고, 생체 임피던스 측정 기법인 경우 인가전극을 통해 전류를 흘려 주어 측정전극을 통해 전압을 계측하는 방법을 통해 임피던스 변화를 기록한다. 이때 인가전극을 통해 인가된 전류원에 의해 전계가 형성되고, 전계는 유한요소 모델을 통하여 형상화할 수 있다. 유한요소법은 복잡한 기하학과 비균질 매개물을 포함하는 문제의 근사해를 얻기 위한 모델링 기법의 하나로써 최근 electrical impedance tomography, 심장으로부터의 생체 전기장에 관한 연구, 이식

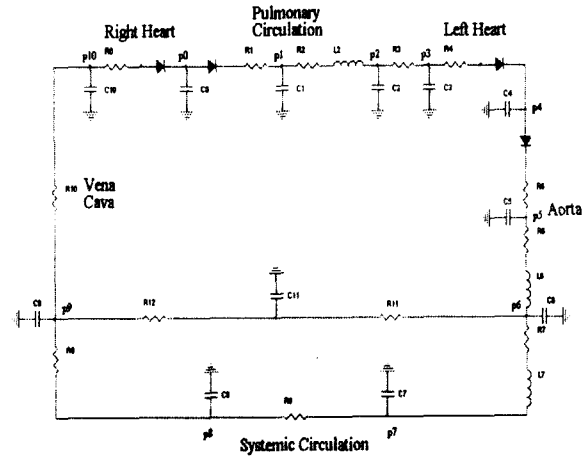


그림 1. 단순화된 심혈관 모델
Fig 1. Simplified cardiovascular model

형 제세동기의 설계 및 최적화 등의 연구분야에 응용되고 있다[11-13]. 전류를 다리에 인가하는 경우, 모델의 지배 방정식은 식 (3)과 같이 불규칙한 경계모양을 갖는 비균질 도메인의 라플라스 방정식으로 표현된다.

$$\nabla \rho^{-1} \nabla V = 0 \tag{3}$$

V은 전압, ρ은 구성물질의 전도율을 의미한다. 유한요소법은 도메인을 유한 개의 요소로 나누어, 식 (3)과 같은 방정식을 $Yv = c$ 형태의 선형시스템 방정식을 푸는 대수문제로 바꾸어 해를 구한다. 다리 모델은 전극과 지방층, 근육, 뼈, deep vein으로 구성하였으며, 각 영역의 전도율은 지방, 근육, 뼈, 혈액의 일반적인 통계치를 사용하였다. 그리고, 동일 기관 내의 전도율은 균일한 것으로 가정을 하였다.

3. 시뮬레이션 방법

3.1 혈관계 변수가 DVT 진단에 미치는 영향

전체 심혈관 시스템은 혈액이 흐르는 많은 혈류 가지를 갖는 연속한 루프의 형태를 갖으며, 각 부분에서 혈액의 압력, 흐름, 부피 값은 임상적으로 중요한 의미를 갖는다. 그리고, 각 혈관들은 고유의 저항, 관성, 컴플라이언스를 갖고 있으며, 이들을 이용하여 심혈관계를 혈류역학적으로 모델링 할 수 있다. 본 연구에서는 전체 심혈관 모델을 구성함으로써 동맥압을 생성하고, 동맥압의 평균값을 다리 정맥모델에 사용하여 커프 가압을 통하여 정맥이 폐색되고, 감압을 통하여 정맥혈류가 회복되는 과정을 모델링하였다. 그리고, 이 모델을 통하여 다리 높이, DVT에 의한 혈류 저항 및 컴플라이언스가 VOP 측정에 미치는 영향을 시뮬레이션 하였으며, 동맥펄스가 첨가되는 과정을 수학적으로 구현하였다.

전체 심혈관 모델은 그림 1과 같은 단순화 모델을 사용하였다[10]. R은 저항, L은 관성, C는 컴플라이언스를 의미하며, f는 flow, p는 압력을 의미한다.

커프로 가압하는 다리 정맥을 모델링하면 그림 2와 같으며, R_a는 동맥 저항, R_{cap}은 모세혈관 저항, R_{calf}는 병렬로 연결된 anterior tibial, posterior tibial, peroneal의 총 저항, R_{fem}는 femoral의 저항, R_{saph}는 saphenous의 저항을 의미하며, C_v는 calf vein의 컴플라이언스를 나타낸다.

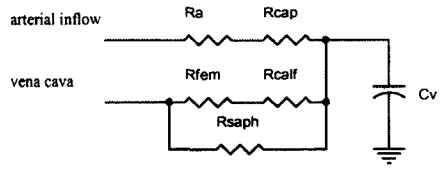


그림 2. 단순화 다리정맥 모델
Fig 2. Simplified limb venous model

정맥혈을 laminar flow라 가정하면 각 정맥의 저항은 Poisseuilles's 공식에 의해 식(4)과 같이 구해지며, R은 정맥저항(Nsm-5), P은 혈관에서의 압력변화(Pa 또는 Nm-2)을 의미한다.

$$R = \frac{\triangle P}{Q} = \frac{128\mu L}{\pi D^4} \tag{4}$$

또한, 커프 가압 시 정맥의 압력이 커프압의 90%까지 상승되는 연구결과[1]를 이용하여 flow equation을 식 (5)와 같이 정리하였다.

$$\frac{P_a - P_h - 90\%P_{cuff}}{R_a + R_{cap}} = \frac{90\%P_{cuff} + P_h}{R_v + R_{cuff}} \tag{5}$$

P_a는 동맥압, P_{cuff}는 커프압, P_h는 다리를 들었을 때 형성되는 압력, R_v는 정맥저항, R_a는 동맥저항을 의미한다. 동맥혈류량(Q_a)과 정맥 혈류량(Q_v)은 다음 식 (6), (7)과 같이 구해지며, 컴플라이언스의 정의를 통해 식(8)과 같이 다시 정리된다.

$$Q_a = \frac{P_a - P_v - P_h}{R_a + R_{cap}} \tag{6}$$

$$Q_v = \frac{P_v + P_h}{R_v + R_{cuff}} \tag{7}$$

$$\frac{dV_c}{dt} = C_v\frac{dP_v}{dt} = Q_a - Q_v \tag{8}$$

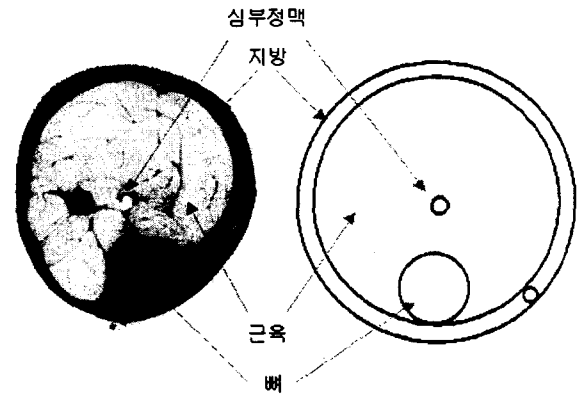
전체 심혈관 모델의 동맥압의 평균값을 정맥폐색 모델의 P_a로 사용하였으며, 다리를 드는 정도에 따른 P_h, DVT에 의한 저항과 컴플라이언스가 VOP에 미치는 영향 및 IPG로 측정시 동맥 펄스가 섞이는 과정을 시뮬레이션하였다. 모델의 해석을 위해 상용프로그램인 ACSL(Aegis Technologies Group, Inc.)을 통하여 2차 Rung-Kutta방법으로 계산되었다.

3.2 전극 시스템이 DVT진단에 미치는 영향

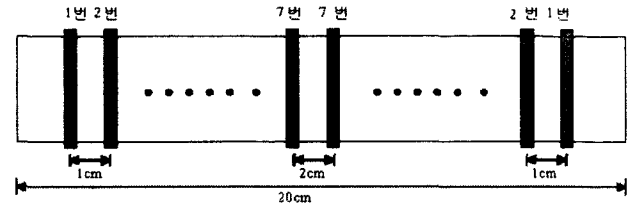
생체 임피던스를 측정하는 경우, 생체 임피던스 소스에 대한 전극의 상대적 위치 및 크기에 따라 형성되는 전계의 형태가 다르게 나타나며, 계측 시스템에서 구성한 전극배치가 얼마나 생체 임피던스 소스의 변화를 잘 측정하는지에 대한 평가가 필요하다. 이를 위해 유한요소모델을 구성하여, 모델 내의 정맥 임피던스 변화가 i번째 인가전극과 측정전극 쌍에 의해 측정되는 정도를 평가하는 지표로 민감도 계수(sensitivity coefficient)를 사용한다. 시뮬레이션은 전극을 통하여 전류를 인가한 후, 모델 내의 전류밀도 해와 전계 해를 구하는 과정으로 이루어지며, 그 중 민감도 계수의 계산을 위하여 심부정맥에 분포된 전계 해만을 수집하여 사용하였다. 민감도 계수는 i번째 인가전극에 의해 생성된 전위경도, $\nabla\Phi_i$와 i번째 측정전극에 의해 생성된 전위경도, $\nabla\Psi_i$의 스칼라 곱에 의해 계산되며, 식(9)과 같다[14].

$$S_i = -\int_{vein}\nabla\Phi_i\cdot\nabla\Psi_i\,dv \tag{9}$$

다리에 대한 유한요소 모델은 그림 3(a)와 같은 다리의 단면영상에 기초하여 실린더 모양으로 단순화하였다. 단순화 모델은 전극과 지방층, 근육, 뼈, deep vein 등으로 구분하여 28,528개의 노드를 갖도록 구성하였다. 각 영역의 비저항 값은, 지방 21.8 Ωm, 근육 7 Ωm, 뼈 10 Ωm, 혈액 1.54 Ωm를 사용하였다[15]. 전극 배치 경우에 따른 민감도 계수를 구하기 위하여, 그림 3(c)와 같이 7쌍의 전극을 1 cm 간격으로 배치하였으며, 민감도 계수는 각 쌍을 인가전극 쌍과 측정전극 쌍으로 선택한 28가지 조합에 대하여 구하였다. 유한요소 해석을 위해서는 상용 프로그램인 ANSYS 5.4(ANSYS Inc.)를 사용하였다.



(a) 단순화 다리 모델



(b) 전극의 배치

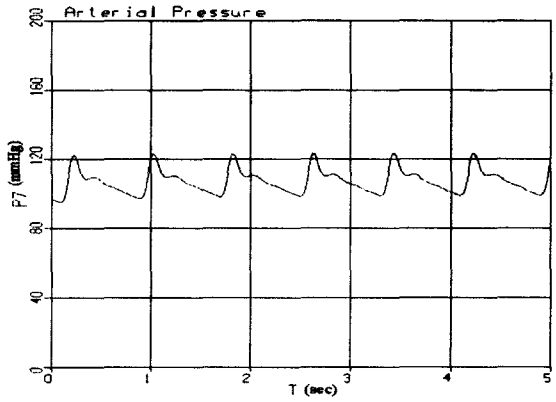
그림 3. 단순화 다리 모델과 전극의 배치
Fig 3. Simplified leg model and placements of electrodes

4. 결과 및 고찰

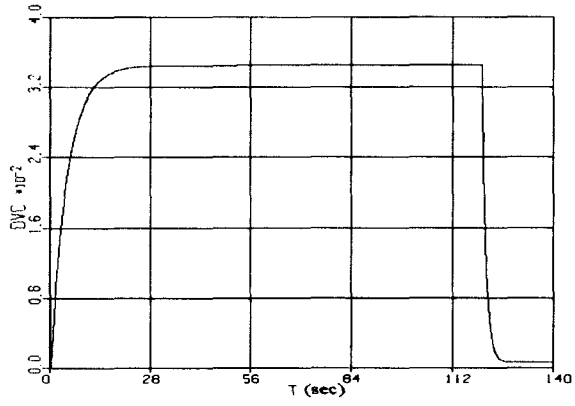
4.1 혈관계 변수가 DVT 진단에 미치는 영향

심혈관 모델에서 사용된 파라미터는 70 Kg의 성인 남자가 안정상태에 있을 때의 값을 사용하였으며, 심장은 0.8초마다 박동하도록 하였다.

전체 심혈관 모델에서 수축기압이 123 mmHg, 이완기압이 95 mmHg, 평균압이 107 mmHg인 경우, 2분 동안의 정맥폐색 후 커프를 감압하여 VOP를 구현하였다. VOP는 임상적으로 의미가 있도록 DVC(deep vein volume change, △Vc/Vc)의 형태로 변환하며, 그림 4에 동맥압과 정상인의 DVC를 나타내었다.



(a) 동맥압



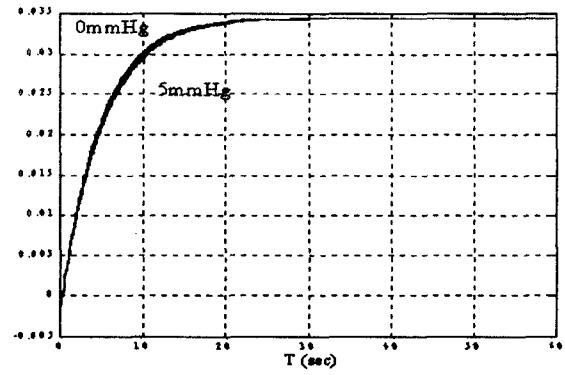
(b) 정상인의 DVC

그림 4. 동맥압의 모양과 정상인의 DVC

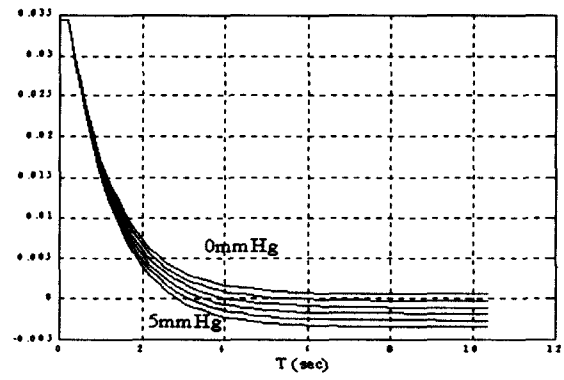
Fig 4. Arterial waveform and normal DVC

DVC가 상승하여 완만해지는 부분이 정맥용량(venous capacitance)을 나타내며, 감압 후에 하락하는 부분은 venous outflow(V_o)를 의미한다.

VOP 계측 중에 다리를 드는 높이에 따른 DVC의 변화를 관찰하기 위하여 다리의 정맥압이 약 5 mmHg정도라는 사실에 근거하여 0 mmHg에서 5 mmHg까지 변화시켰으며, 그 결과를 그림 5에 도시하였다. 혈관자체의 특성은 변하지 않기 때문에 정맥폐색 시의 영향은 거의 없고, 정맥용량도 일정하게 나타났다. 그러나, venous outflow에서는 P_h이 높을 수록 많이 빨리 떨어지는 현상을 관찰할 수가 있었다.



(a) 정맥폐색시의 DVC

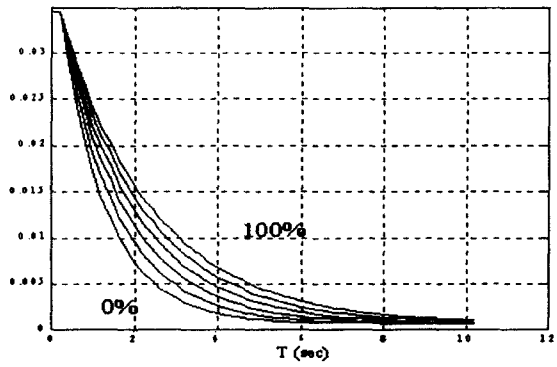


(b) 커프 감압시의 DVC

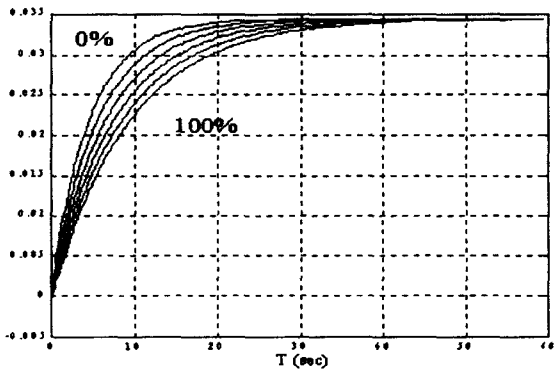
그림 5. Ph변화에 따른 DVC의 변화

Fig 5. Variation of DVC with changing Ph

DVT가 정맥 혈관벽에 생성이 되면 혈관의 벽을 좁아지게 함으로써 혈류의 저항이 증가하게 되고, 혈관벽의 팽창을 제한하여 컴플라이언스를 감소시키게 된다. 그러나, DVT에 의한 저항의 증가와 컴플라이언스의 감소사이의 관계를 명확히 정의 할 수 없기 때문에 두가지를 독립적으로 시뮬레이션하였다. 혈류 저항에 의한 DVC관찰을 위해 R_v를 0 %~100 %까지 20 %단위로 증가시켰으며, 컴플라이언스를 정상값으로 고정하였다. 그 결과를 그림 6에 나타내었다. 정맥폐색 시 컴플라이언스가 일정하므로 정맥용량은 모두 동일한 값을 가졌으나, 상승 기울기가 감소하는 것이 관찰되었다. 커프 감압시에는 venous outflow의 기울기가 완만해짐으로써 대표적인 진단 파라미터인 3 sec venous outflow가 감소하여 DVT 진단영역으로 이동하는 과정을 알 수가 있었다.



(a) 정맥폐색시의 DVC



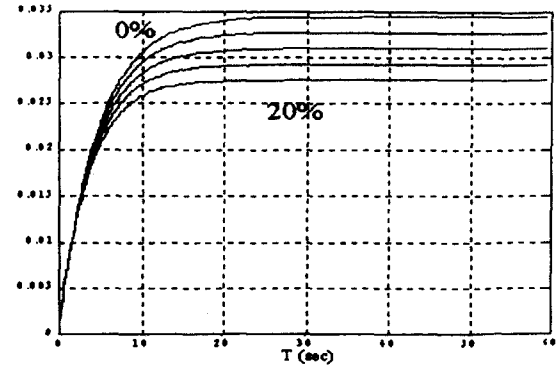
(b) 커프 감압시의 DVC

그림 6. 정맥혈류 저항변화에 따른 DVC의 변화

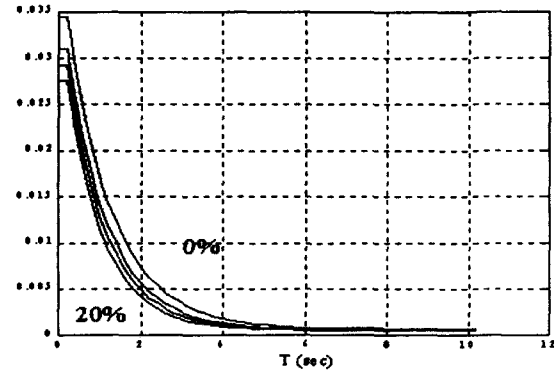
Fig 6. Variation of DVC with changing venous resistance

DVT에 의한 컴플라이언스 감소가 DVC에 미치는 영향을 알아보기 위하여 혈류저항을 정상값에 고정시킨후, 컴플라이언스 C_v를 0 %~20 %까지 감소시켰다. 이에 따른 DVC의 변화를 그림 7에 나타내었다. 정맥폐색 시에는 컴플라이언스가 감소함에 따라 정맥용량이 감소하는 것을 알 수 있었으며, 커프 감압 시 venous outflow의 기울기는 서로 거의 평행하여 3 sec venous outflow에는 영향을 거의 주지 않음을 볼 수 있었다.

위의 두 가지 시뮬레이션 결과를 통해 DVT 환자의 경우 나타나는 정맥용량의 감소는 주로 컴플라이언스 변화에 의한 영향이며, 3 sec venous outflow의 감소는 주로 혈류저항 변화에 따른 영향임을 알 수가 있다. 따라서, DVC는 DVT에 의한 심부정맥 전체의 저항 및 컴플라이언스의 변화를 유추할 수는 있는 좋은 도구가 됨을 알 수 있다. 그러나, 실제 환자에서 DVT는 그 형태나 크기가 일정치 않고 그에 따라 혈류 저항의 변화와 컴플라이언스의 변화는 서로 연결되어 보다 복잡한 결과를 발생시킨다는 점에서 DVT의 크기나 형태에 관한 정보는 알 수 없는 단점이 있다.



(a) 정맥폐색시의 DVC



(b) 커프 감압시의 DVC

그림 7. 정맥 컴플라이언스 변화에 따른 DVC 변화

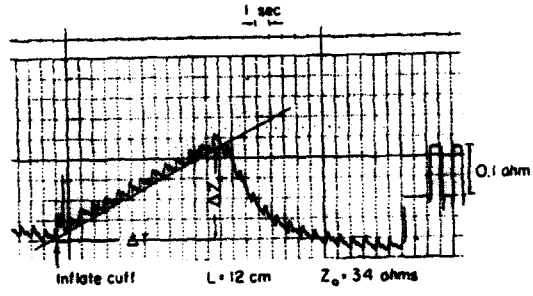
Fig 7. Variation of DVC with changing venous compliance

한편, IPG를 통해 VOP를 측정할 때에는 정맥의 부피변화 이외에 동맥펄스의 임피던스가 함께 계측되는데 이 과정을 수식으로 정리하면 식(10)과 같다.

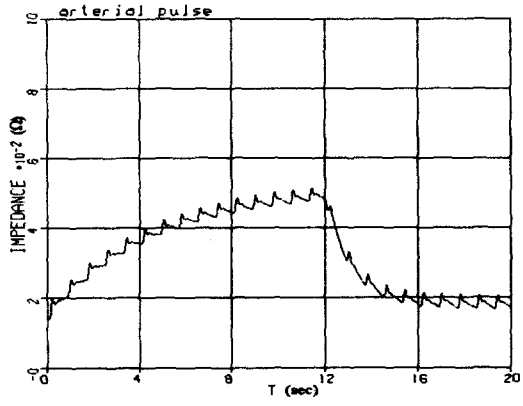
$$\mathrm{imp(VOP)} = \mathrm{imp}(V_c) + \alpha \times \mathrm{imp(AP)} \qquad (10)$$

imp는 각 변수의 임피던스 값을 의미하며, V_c는 정맥부피 변화, AP는 동맥펄스를 나타낸다. 그리고, α는 정맥부피 변화에 의해 측정되는 임피던스에 대한 동맥펄스 임피던스의 상대적 크기를 정하는 상수이다. IPG 측정 시 동맥으로부터 가능한 한 멀리 떨어진 곳에 전극을 위치함으로써 α를 최소화할 수 있고, 이를 통해 동맥펄스에 의한 잡음을 줄일 수 있다.

그림 8은 D. W. Hill[16]이 측정한 동맥펄스가 섞인 실제의 VOP(그림 8(a))와 식 (7)에 의해 구현한 VOP(그림 8(b))를 나타내었다. 적절한 α를 선택함으로써 실제 측정에서 나타나는 동맥펄스가 섞인 IPG 파형을 생성해 낼 수 있음을 알 수 있다.



(a) 동맥 펄스가 섞인 실제 VOP



(b) 동맥펄스 잡음을 구현한 VOP

그림 8. 동맥펄스가 섞인 실제의 VOP와 수식을 통해 동맥펄스 잡음을 구현한 VOP

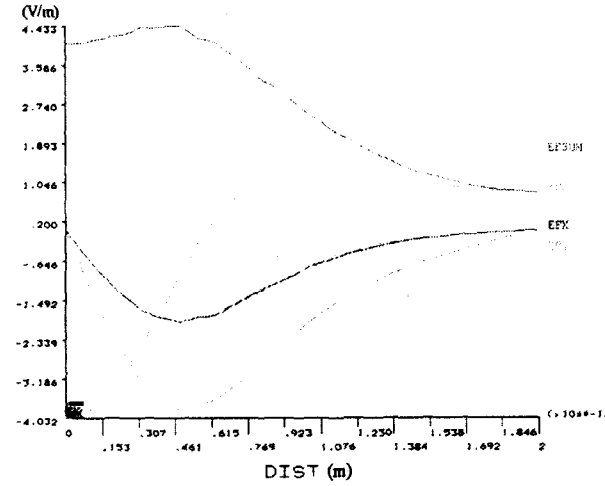
Fig 8. Measured VOP and mathematically generated VOP added with arterial pulses

4.2 전극 시스템이 DVT진단에 미치는 영향

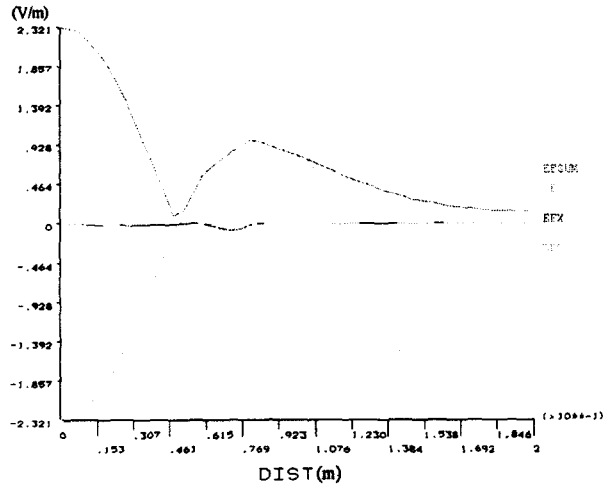
유한요소 모델의 각 전극 쌍에 대하여 한 전극을 통하여 1 mA전류를 인가하고, 다른 전극을 접지조건을 주어 모델 전체의 전계를 계산한 후, 심부 정맥에 분포된 전계 데이터 값만을 다시 수집하여 사용하였다. 그림 9는 2번 쌍의 전극에 의해 심부정맥을 따라 형성되는 전계의 예를 나타낸 것이다. 그래프의 x축이 실린더 모델의 높이(z축)를 나타내며, 그래프 x축의 좌우 끝 부분에 전극이 놓여있다. 우측전극을 통해 1 mA의 전류가 인가되는 경우를 시뮬레이션한 결과이다.

z축 방향의 전계(EFZ)는 두 종류의 전극 모두 비슷하게 형성된 것을 관찰 할 수 있다. 밴드 전극의 경우, x축과 y축을 따라 전계가 고르게 형성되고 심부정맥이 모델의 중앙에 있기 때문에 서로 상쇄되어 0에 가까운 값들을 갖는 것을 관찰 할 수가 있다. 이에 따라 전계의 합(EFSUM)은 원형전극의 경우가 밴드전극의 경우보다 크게 나타나게 된다.

동일 종류의 전극에 대해서 인가전극과 측정전극의 배치에 따라 심부정맥의 임피던스 변화를 얼마나 잘 측정할 수 있는가를 평가하기 위하여 각 전극 조합에 따른 민감도계수를 구하여 그림 10에 표시하였다.



(a) 원형전극

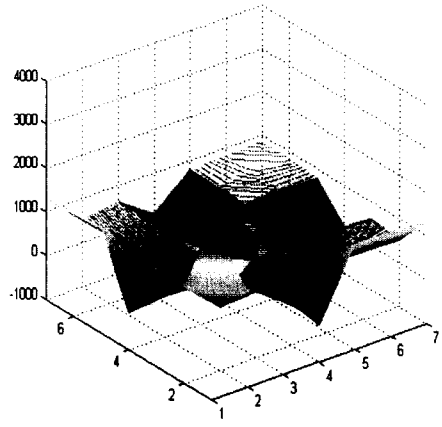


(b) 밴드전극

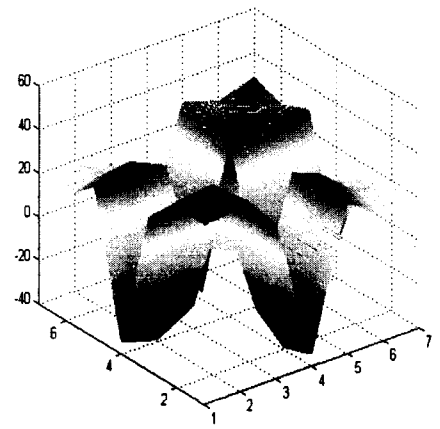
그림 9. 전극의 종류에 따른 심부정맥에서의 전계 특성

Fig 9. Characteristics of electric field on deep vein for two different shape electrodes

원형전극에 의한 민감도계수는 1번-1번 쌍이 가장 높고, 1번-5번쌍, 1번-6번쌍, 1번-7번쌍 순으로 높게 나타났다. 밴드전극에 의한 민감도 계수는 동일한 전극 쌍을 인가전극과 측정전극으로 사용한 경우가 다른 위치의 전극 쌍을 사용한 경우보다 높게 나타났다. 동일한 전극 쌍을 사용한 경우는 2번-2번, 1번-1번 전극쌍 순으로 높게 나타났으며, 다른 위치의 전극 쌍을 사용할 경우에는 1번-2번쌍, 2번-5번쌍, 1번-7번쌍 순으로 높게 나타났다. 민감도 계수가 클수록 전극에서 측정되는 신호의 크기는 크게 나타나고, 상대적으로 신호 대 잡음비 특성은 좋아지게 될 것이다.



(a) 원형전극



(b) 밴드전극

그림 10. 전극조합에 따른 민감도계수

Fig 10. Sensitivity coefficients for each electrode combination

5. 결 론

본 연구에서는 전체 심혈관 모델과 커프 가압 모델을 결합하여 VOP 측정 결과에 혈관계 변수가 미치는 영향에 대한 시뮬레이션을 하였으며, 단순화한 유한요소 모델을 통하여 효과적인 IPG 측정을 위한 전극의 배치에 대한 시뮬레이션 결과를 분석하여 다음의 결론을 얻었다.

측정 환자의 다리 높이에 따른 Ph의 변화는 측정결과에 큰 영향을 미치지 않았다.

DVT에 의한 혈류 저항의 증가는 정맥폐색 시와 커프 감압 시 모두에서 DVC의 기울기를 감소시키는 중요한 요인이었으며, 컴플라이언스의 감소는 DVC에서 정맥용량을 감소시키는 중요한 요인임을 확인할 수 있었다.

인가전극과 측정전극으로 원형전극과 밴드전극을 사용한 경우, 두 경우 모두 z축 방향으로는 비슷한 전계를 형성하나 밴드전극의 경우 x축, y축 방향으로 전계가 고르게 형성되어 모델 중심에서는 서로 상쇄되는 것을 확인 할 수 있었다.

원형전극의 경우 민감도계수는 1번-1번쌍이 가장 높고, 1번-5번쌍, 1번-6번쌍 순으로 높게 나타났으며, 밴드전극의 경우 동일한 전극 쌍을 인가전극과 측정전극으로 사용한 경우가 다른 위치의 전극 쌍을 사용한 경우보다 높게 나타났다. 그리고, 다른 위치의 전극 쌍을 사용할 경우에는 1번-2번 쌍, 2번-5번쌍 순으로 높게 나타났다.

구성한 모델들을 기반으로 IPG에 영향을 미치는 커프 가압량 및 동맥압과 같은 혈류역학적 변수와 전극 간의 간섭 등의 다양한 요소에 대한 시뮬레이션 연구가 가능할 것이다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

참 고 문 헌

[1] S. C. Mullick, H. B. Wheller and G. F. Songster, Diagnosis of deep vein thrombosis by measurement of electrical impedance , Am. J. Surg., vol. 119, pp. 417-422, 1970.

[2] F. A. Anderson Jr., W. W. Durgin and H. Brownell Wheeler, "Interpolation venous occlusion plethysmography using a non-linear model, Med. Biol. Comput, vol. 24, pp. 379-385, 1986.

[3] P. E. Ward, F. B. Bradley, J. G. Brown, W. G. Kernohan, R. C. McGivern and R. A. B. Mollan, "impedance plethysmo- graphy, Clin. Orthop., vol. 248, pp. 195-199, 1989.

[4] A. D. Seagar, J. M. Gibbs and F. M. Davis, "Interpreta-tion of venous occlusion plethysmographic measurements using simple model, Med. Biol. Eng. Comput, vol. 22, pp. 12-18, 1984.

[5] I. C. Turner et al., "Numerical model of deep venous thrombosis detection using venous occlusion strain gauge plethysmography", Med. Biol. Eng. Comput.,Vol. 38, pp. 348-355, 2000.

[6] Sverre Grimnes, "Bioimpedance and Bioelectricity Basics", ACADEMIC PRESS, 2000.

[7] 이전, 박광리, 이경중, "제세동 쇼크에 의한 심장 전류밀도 분포에 관한 시뮬레이션 연구", 대한의용생체공학회, 제21권, 제4호, pp.403-409, 2000.

[8] Shen Lou, et al. "The Electrode System in Impedance-Based Ventilation Measurement", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, no. 11, pp. 1130-1141, 1992.

[9] K. B. Chandran , Cardiovascular biomechanics , New York University Press, 1992.

[10] V. C. Rideout, "Cardiovascular system simulation in biomedical engineering education", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 21, pp. 101-107, March 1972.

[11] Ruth Nicholson Klepfer, Christopher R. Johnson, and Robert S. Macleod, "The Effects of Inhomogeneities and Anisotropies on Electrocardiographic Fields: A 3-D Finite-Element Study", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 44, no. 8, pp. 706-719, 1997.

[12] A. L. De Jongh, E. G. Entcheva, J. A. Replogle, R. S. Booker, B. H. Kennight, and F. J. Claydon, "Defibrillation Efficacy of Different Electrode Placements in a Human Thorax Model", PACE, vol. 22, pp. 152-157, 1999.

[13] C. R. Johnson, R. S. MacLeod, and P. R. Ershler, "A computer model for the study of electrical current flow in the human thorax", Comput. Biol. Med., vol. 22, pp. 305-323, 1992.

[14] N. Khambete, P. Metherall, et al,, "Can We Optimize Electrode Placement for Impedance Pneumography?", Annals of New York Academy of Sciences, vol. 873, pp.534-542, 1999.

[15] D. Panescu, J. G. Webster and W. J. Tomkins, "Optimization of Cardiac Defibrillation by Three-Dimensional Finite Element Modeling of the Human Thorax", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 42, no. 2, pp. 185-191, 1995.

[16] D. W. Hill and H. J. Lowe, "The use of the electrical-impedance technique for the monitoring of cardiac output and limb bloodflow during anaesthesia", Medical and Biological Engineering, vol. 11, no. 5, pp. 534-545, September 1973.

저 자 소 개

이 전 (李 田)

1974년 8월 3일 생. 1997년 연세대 의용전자공학과 졸업. 1999년 동 대학원 의용전자공학과 졸업(석사). 1999년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정. 관심분야는 신호처리, 생체 모델링 및 시뮬레이션.

Tel : 033-760-2806, Fax : 033-760-2197

E-mail : leejeon@bme.yonsei.ac.kr

이 경 중 (李 景 中)

1958년 9월 17일 생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업. 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공박). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대 의공학과 교수. 관심분야는 신호처리, 심장진단 및 모델링.

Tel : 033-760-2432, Fax : 033-763-1953

E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr