

척추침생검 시뮬레이터를 위한 힘반향 구현

권동수* · 경기옥* · 강홍식** · 김진국*** · 나종범***

* 한국과학기술원 기계공학과, ** 서울대학교 의과대학 진단 방사선과, *** 한국과학기술원 전자 전산학과
(2000년 7월 25일 접수, 2000년 12월 1일 채택)

Force Reflection for a Spine Needle Biopsy Simulator

D.S. Kwon, K.U. Kyung, H.S. Kang, J.K. Kim, J.B. Ra

* Dept. of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology

** Dept. of Diagnostic Radiology, Seoul National University

*** Dept. of Electrical Engineering and Computer Science, Korea Advanced Institute of Science and Technology

(Received July 25, 2000. Accepted December 1, 2000)

요약: 본 논문에서는 척추침생검 시뮬레이터에서 사용하는 햅틱 디바이스인 PHANTOM™을 이용하여 사실적인 힘을 구현하는 방법을 보여준다. PHANTOM™은 톨의 끝부분에서 좌표축 방향으로만 힘을 낼 수 있는 단점이 있으며, 시스템의 구동장치의 한계로 인하여 딱딱한 물체에 닿을 때 불안정한 특성을 보인다. 또한 좁은 영역 안에서 복잡한 조직들로 인한 급격한 강도 변화도 시스템의 불안정을 초래한다. 모사되는 힘은 두가지 성분으로 나뉜다. 하나는 바늘이 삽입될 때 바늘의 길이 방향으로 느껴지는 힘으로 생체 조직의 모델을 통해 값이 구해진다. 다른 하나는 바늘이 피부를 뚫고 지나간 이후에 바늘이 초기 삽입 방향을 유지 시켜주는 회전방향 힘으로 피벗을 이용하여 구현하였다. 불안정성 문제와 바늘이 튀어나오는 문제는 램핑 필터와 시간변수를 이용하여 제거하였다. 침생검 과정은 생체조직의 탄성 변형뿐 아니라 파괴가 일어나는 변형이므로 사실적인 힘을 구현하기 위해서 실험 데이터를 이용하여 삽입 깊이에 따라 탄성 계수와 마찰 상수가 변하는 모델을 제안하였다.

Abstract: This paper shows how to generate realistic force for a haptic spine biopsy simulator using a commercial haptic device, PHANTOM™ of Sensable Co. The PHANTOM™ can generate only axial forces, and it has instability problem when it touches hard objects due to the limits of actuator system and it also has same problem for the object which has abruptly changed stiffness in small volume. The simulated force has two components. One is directional force of the needle. To generate realistic force reflection, normal force has been generated by tissue model. The other rotational force is generated using pivot to keep needle initial inserted direction after puncturing skin. A ramping filter and time variables are used to solve instability and jumping out problems. Since needle biopsy has elastic process and failure process, the realistic force during needle insertion has been modeled with elastic and friction components using the experimental data.

Key words: Haptic(햅틱), Spine Biopsy Simulator(척추침생검 시뮬레이터), Force Reflection(힘반향), Tissue model(생체조직 모델), Elastic(탄성의), Friction component(마찰 성분)

서 론

컴퓨터 그래픽 기술과 가속엔진의 발달로 가상현실기술은 의료계에서도 쓰이게 되었다. 이 과정에서 실제 시술과 같은

촉감을 느끼게 하는 것이 중요한 주제가 되었다. Margaret Minsky에 의해서 힘을 느낄 수 있는 3자유도 조이스틱이 개발되었으며, 이와 병행하여 Heimenz, Maa B.H. 등이 생체 조직의 물리적 특성을 실험하였다[1],[2]. 이를 척추침 생검 시뮬레이터에 이용하고자 하는 연구가 Kevin에 의해 제안되었으며[3], Sunil은 수술 과정에서 일어나는 힘을 측정하고 그대로 구현하고자 하였다[4]. 국내에서도 한국과학기술원에서 원격수술용 힘반향 조종기에 대한 연구가 진행중이다[5]. 그러나 Colgate는 실제 시스템을 구현 할 경우에 능동 구동장치의 한계로 인하여 강도(stiffness)와 댐핑(damping, 점성, 마찰력등)의 한계성

본 연구는 정보통신부 국제공동연구지원사업(과제번호 98-10)의 지원을 받아서 수행되었음.

통신저자: 권동수, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1

한국과학기술원 기계공학부 기계공학 전공

Tel. (042)869-3042, Fax. (042)869-3210

E-mail. kwonds@me.kaist.ac.kr

이 존재하여 가상의 모델을 그대로 모사할 수 없음을 증명하였다[6].

척추에 침을 삽입하여 조직을 떼어내서 종양을 검사하는 기술은 진단 정확도가 높은 장점에도 불구하고, 복잡한 척추 구조와 주변의 장기들과 신경들로 인해 기술이 까다롭다. 본 연구에서는 가상 환자의 해부학적 구조와 가상의 바늘의 방향 및 위치를 3차원으로 보여주는 시스템을 구축하여 의사에게 현실감 있는 영상을 느끼고 동시에 실제 수술과 같은 힘을 느끼면서 연습할 수 있게 한다.

본 논문에서는 PHANTOM™을 사용한 바늘이 뼈에 닿을 때까지의 저항력의 구현법과 나타난 문제점의 해결법을 준다. 또한 PHANTOM™과 같은 능동 장치(Active device)의 한계점을 극복하는 방법으로 실험을 통해 바늘 삽입력을 스프링 성분과 마찰성분으로 나누었으며, 이를 위한 구동장치의 구성 방법을 제안한다.

전체 시스템의 구성

시뮬레이터는 그림1처럼 3차원 도시부분, 힘반향(Force Reflection) 부분, 사용자 인터페이스 부분(Graphic User Interface) 부분으로 이루어져 있다.

1. 3차원 도시 부분

정밀한 3차원 도시 부분의 구현을 위해 CT 데이터를 받아 볼륨 렌더링(Volume Rendering) 방법을 사용하였으며, 바늘의 움직임은 3차원으로 표현하기 위하여 표면 렌더링 기법을 사용하였다. 구현된 시스템 사양은 Pentium III 600MHz Dual CPU를 사용하여 바늘의 움직임만 렌더링 할 경우 20프레임 이상으로 동작한다. 본 시스템에서 사용한 CT 데이터는 335장의 512×512 12bit영상으로, 슬라이스 내에서의 해상도는 0.707mm이고, 슬라이스간의 간격은 1mm이다. 3차원 객체가 움직일 경우에는 256×256×256 영상이 평균 5Hz이상으로 렌더링 된다.

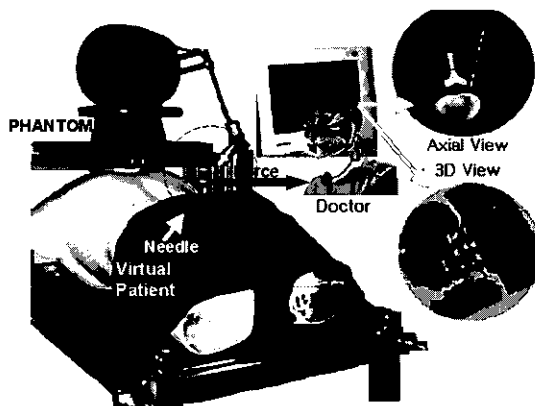


그림 1. 시뮬레이터의 구성
Fig. 1. The structure of simulator

2. 힘반향(Force Reflection) 부분

힘반향은 수술 시뮬레이터 시스템에서 사실감을 느끼게 하기 위해 필요하다. 이를 위하여 Sensable사의 PHANTOM™을 사용하였고, 추가적인 기구학적 계산 없이 그대로 활용할 수 있고 회전 방향으로도 힘을 주기위해 Stylus Pen을 펜자리를 척추침생검용 바늘로 대처하였다. 그리고 사람에게 실제와 같은 연속적인 힘을 주기 위해 1 kHz로 동작하게 하였다. 또한 실제와 같은 환경을 제공하기 위하여 속이 빈 마네킨 속으로 바늘을 삽입하게 함으로써 실제감을 더 하였다.

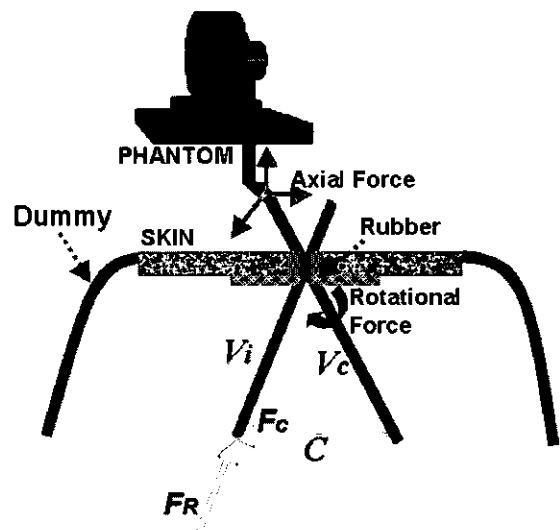
3. 사용자 인터페이스

사용자가 실제 수술과 같은 순서로 시뮬레이션 해볼 수 있게 프로그램 진행 순서를 구축하였으며, PHANTOM™을 사용자 인터페이스에서 초기화 및 시동 할 수 있게 한다.

힘반향 구현

힘반향(Force Reflection) 구현 부분은 그림 2에 나타나있듯 바늘이 조직을 뚫고 들어갈 때 발생하는 길이 방향으로 받는 저항력, 삽입되는 바늘의 경로 지지해주는 보정력, 그리고 힘반향을 안정화하는 부분으로 나뉜다.

1. 저항력 (Puncturing Resistive Force)



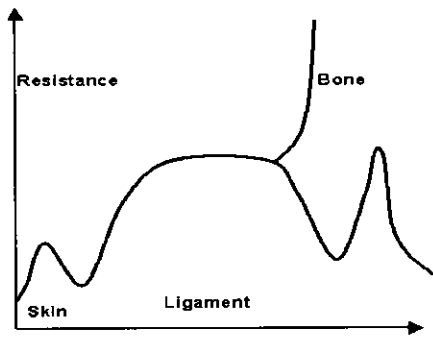
k	Force Scale, inserted length/needle length
F_P	PHANTOM generating force, $F_P = -k \cdot F_T$
F_T	Total Resistive Force, $F_T = F_R + F_C$
V_i	Initial Needle Inserted Direction Vector
V_c	Current Needle Direction Vector
C	Correction Vector, $C = V_i - V_c$
F_c	Correction Force for needle Direction, $F_c = C \cdot const$
F_R	Puncturing Resistive Force

그림 2. 힘반향 메커니즘
Fig. 2. The mechanism for force reflection

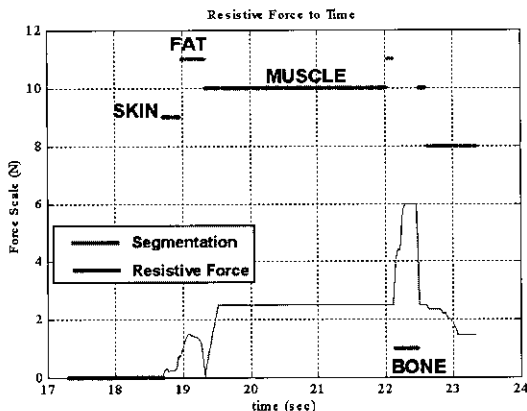
힘은 피부를 뚫은 후부터 뼈에 닿아서 버티는 순간까지를 모델링하였다. PHANToMTM이 낼수 있는 최대힘이 8.5N이므로 뼈의 기계적 특성을 안다 하여도 단단한 뼈를 구현하는 데는 한계가 있다[7]. 또한 피부 및 각종 근육, 지방등 인체 조직은 그 변형에 대해서 나타나는 힘이 매우 비선형적인 특성을 가지고 있어서 초음파 등을 이용해 각종 장기의 밀도를 알아낸 후에 실험을 통해 변위에 대한 힘을 측정하여 비선형적인 특성을 모델링하는 방법도 시도되었다[8] 하지만 침생검 과정은 단순한 변형에서 그치지 않고, 동시에 조직을 파괴하면서 일어나는 과정이다. 또한 바늘의 삽입속도에 따라서도 다른 값을 나타낸다[2]. 그러므로 그 과정의 힘을 모델링하기 위해 실험을 통해 그 값을 정한 후 그 경향을 분석하여 적용하도록 하였다. 실험값은 Sunil의 실험 데이터를 근거로 하였다[4],[9].

PHANToMTM의 최대 힘 한계가 있으므로 저항력 F_R 의 최대값이 6N을 넘지 않게 하였다. 삽입 깊이와 영상분할 값에 따라 생체 조직의 기계적인 파라미터(스프링 상수)의 변화를 주는 방법을 이용하여 힘반향 결과가 실험데이터를 추종할 수 있도록 하였다. 그림3 (a)는 Sunil의 실험 결과를 그림3 (b)는 실제 구현된 결과를 보여 주고 있다.

2. 보정력



(a) Sunil의 실험데이터 [4]



(b) 구현된 결과

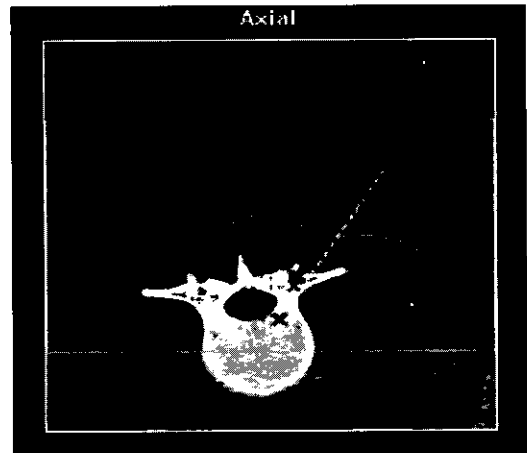
그림 3. 바늘 삽입 저항력
Fig. 3. The puncturing resistive force

그림2에서 보듯 실제 수술에서는 바늘이 삽입되면 주위의 조직들로 인해 바늘은 길이방향으로 자유롭지만 좌우 방향으로 움직일 수 없다. 그러나 PHANToMTM은 끝단에서 3축 방향으로만 힘을 낼 수 있으므로 마네킨에 뚫린 구멍을 Pivot Point로 이용함으로써 회전 방향 힘을 주어 삽입된 방향을 유지하게 한다.

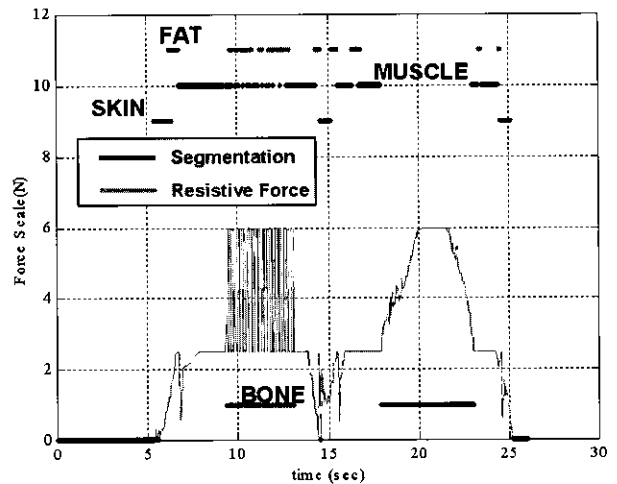
피부를 뚫은 후 바늘은 다음 조직을 들어가는 방향벡터를 단위벡터로 읽는다. 그리고 그 방향 벡터를 기준으로 현재의 바늘끝 부분까지 방향을 단위벡터로 읽은 후 바늘의 삽입된 길이를 적용하여 V_i, V_c 를 구한 후 두 벡터의 차이를 이용해 보정력 F_c 를 가한다. PHANToMTM의 최대 힘이 한계가 있기 때문에 보정력은 2N이 넘지 않게 하였다.

3. 안정화

능동 구동장치는 가상 모델에 따른 구현에 한계가 있음을 1994년 Colgate가 증명하였다[6].



(a) 바늘이 복잡한 조직에 닿은 모습



(b) 바늘에서 느껴지는 저항력

그림 4. 불안정한 문제
Fig. 4. The instability problems

$$b > \frac{KT}{2} + |B| \quad (1)$$

식 (1)은 햅틱 인터페이스에서 안정성을 보장하기 위한 수식이다. (2)에서 b 는 힘반향(Force Feedback)장치의 댐핑, K 는 가상모델의 강도(스프링상수, Stiffness), T 는 샘플링 시간, B 는 가상모델의 댐핑(점성, 마찰력 등)을 의미한다. 식에서 알 수 있듯 b 는 고정값이므로 K 와 B 의 한계가 존재하게 되며, 샘플링 시간이 짧아진다면 하더라도 B 를 크게 할 수는 없음을 보여주고 있다. B 값을 크게 할 수 없는 이유는 위치센서(Encoder)의 속도 분해능 한계와 능동 구동장치의 한계 때문이다. B 값을 키우기 위해 속도 필터를 사용하거나 좋은 위치 센서를 쓰는 방법이 있지만 근본적인 능동장치의 한계를 극복하지는 못한다.

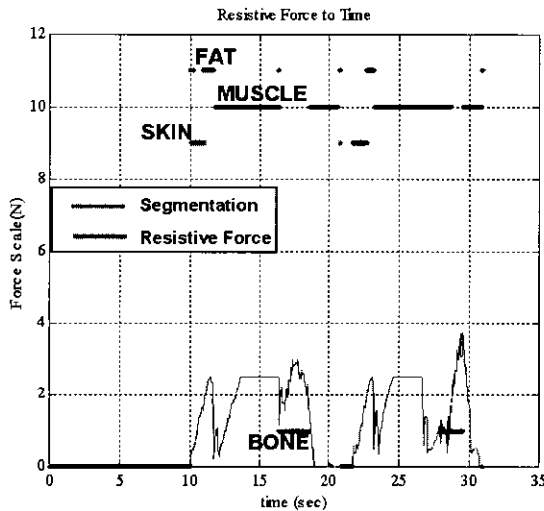
본 연구는 두가지 문제점을 포함하고 있다. 첫째는 뼈와 같

은 단단한 물체 접촉의 표현시 불안정해져서 진동이 나타나는 점이다. 둘째는 스프링으로 모델링 되므로 바늘을 삽입하는 과정 외에도, 정지 상태나 토출 과정에서도 반발력이 작용하여 손을 놓을 경우 바늘이 바깥으로 튀어나가는 점이다. 이외에도 볼륨데이터가 좁은 영역에서 다양하게 분포되어있는 경우 순간적 크게 변하는 반발력으로 인해 불안정해진다. 그림4는 이 경우 바늘이 닿았을 때 나타나는 문제점을 보여주고 있다.

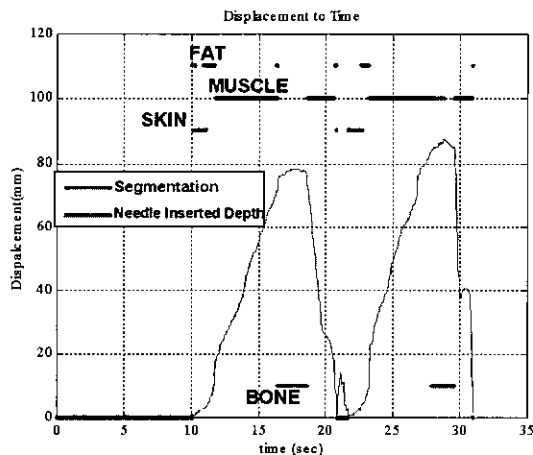
이 불안정성을 제거하고자 가상 환경으로 계산된 값을 필터를 통과시켜 샘플링시간 내에는 제한된 값 이상이 변할 수 없게 하는 램핑(ramping) 방법을 적용하였다. 그리고 장치의 안정성 범위를 넓히고자, 바늘이 고무를 지나게 한다.

또한 스프링이 튀어나오는 문제의 해결을 위해 시간 변수와 방향 변수를 사용한다 바늘이 5msec 이상 삽입되고 있으면 방향 변수를 삽입으로, 10msec 이상 정지하거나 토출되고 있으면 방향변수를 토출로 하여 힘을 발생케 한다.

그림5를 보면 시스템이 보다 더 안정화 되었고, 바늘 삽입 깊이가 줄어드는 순간 힘이 0으로 떨어짐을 볼 수 있음으로, 바늘이 튀어나오는 문제도 해결되어 있음을 확인 할 수 있다.



(a) 시간에 따른 저항력



(b) 시간에 따른 삽입 깊이

그림 5. 최종 구현결과
Fig. 5. The implemented result

사실적인 힘반향 구현법 연구

보다 사실적인 힘반향 구현과 정확한 모델링을 위해 바늘 삽입 실험을 행하였다. 이를 근거로 생체조직을 스프링성분과 마찰성분으로 모델링하고, 바늘 삽입 과정을 정확히 묘사할 수 있는 방법으로 능동 구동장치(Active Actuator)와 수동 구동장치(Passive Actuator)를 동시에 사용하는 복합형 구동장치(Hybrid Actuator)의 사용 가능성을 제안한다.

1. 실험방법 및 실험 내용

측정장치는 그림6의 구조를 가지고 있으며, KAIST 전산역학 및 강도 설계 연구실에서 개발하였다. 또한 그림7는 피부, 지방, 근육, 뼈의 순서로 층을 이루고 있는 시편을 보여주고 있다. 시편은 동물(돼지의 등심부위)을 사용하였으며, 바늘이 등속으로 삽입되는 동안 깊이에 따른 저항력이 로드셀에 의해 측정되고, 컴퓨터 인터페이스를 통해 기록된다. 로드셀은 50kgf 까지 측정이 가능한 DGcell 社의 MNC50L을 사용하였다. 사용된 바늘은 실제 최추내 조직 추출 시술 사용되는 바늘을 사용하였으며, 삽입 속도는 1.2mm/sec의 등속을 유지하였으며, 1/300초의 일정 시간 간격으로 샘플링(Sampling)하였다.

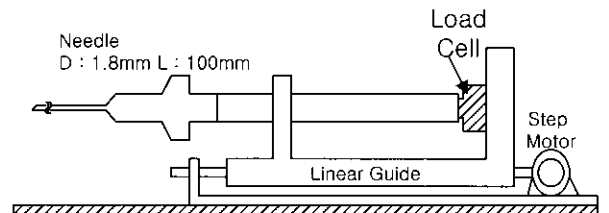


그림 6. 저항력 측정용 장치
Fig. 6. The force Measurement device



그림 7. 시편
Fig. 7. The specimen

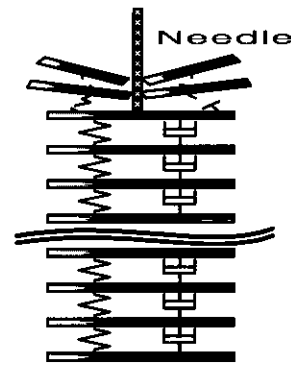


그림 9. 생체조직의 층계형 모델
Fig. 9. The layer tissue model

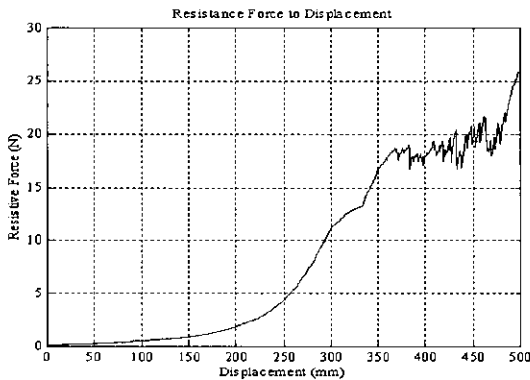


그림 8. 저항력 측정 결과
Fig. 8. The experimental puncturing resistive force

2. 실험 결과

그림8은 실험결과를 보여주고 있다. 뼈까지의 거리는 약 5cm이며, 피부가 완전히 뚫리기 전에는 비선형적인 탄성변형을 하고 있음을 관찰 할 수 있다. 생체조직은 그림4와 같이 수많은 스프링, 댐퍼 모델이 층을 이루고 있으며, 바늘이 지나갈 때 마다 모델이 파괴된다고 가정한다. 그림3의 결과로 피부와 뼈는 스프링의 영향이 크고, 지방과 근육을 지날 때는 댐핑 성분이 큼을 직관적으로도 관찰 할 수 있다.

3. 모델링

생체조직을 그림9와 같이 바늘이 삽입되면서 파괴되고, 스프링 상수와 댐핑 상수 마찰상수가 삽입 깊이에 따라 변하는 시스템으로 가정한다. 실험데이터는 지방과 근육을 지날 때 값의 변화가 심하므로 필터링을 시켜 고주파 성분을 제거하여 사용한다.

$$F = m\ddot{x} + b\dot{x} + kx \tag{2}$$

식 (2)로 부터 $m=0$ 이라 가정하면, 변위에 비례하는 값이 스프링 상수 k , 속도에 비례하는 값이 마찰상수 b 가 된다. 바늘이 등속으로 진행하므로 샘플링이 될 때 마다 진행되는 변위도 일정하다. 그러므로 저항력 곡선에서 점선의 기울기는 해당위치에서의 스프링 상수를 의미하게 된다. (2)식으로부터 k 값을 정하게 되면, 속도가 일정한 실험이므로 b 값을 정할 수 있다.

그림10은 필터링한 실험 데이터, 그림11, 그림 12은 위의 방법으로 구해낸 스프링 상수와 마찰상수이다. 그림에서 보는 것처럼 바늘이 피부를 뚫기 이전에는 스프링 성분이 주(主)가 되고, 바늘이 생체조직의 파괴를 일으키며 지방과 근육을 지날 때에는 마찰성분이 주, 또한 뼈에 닿을 때는 다시 매우 큰 스프링 성분이 주가 됨을 알 수 있다. 이 실험으로부터 얻은 결과를 이용해 바늘이 삽입된 경로를 따라서 생체조직을 모델링 할 수 있다. 강도와 마찰력에 대한 파라미터가 결정되었으므로, 같은 경로에 바늘이 변하는 속도로 삽입이 되어도 실제 상황과 같은 저항력을 계산 할 수 있다.

4. 복합형 구동장치를 이용한 구현

구동장치는 크게 능동구동장치(Active Actuator)와 수동구동장치(Passive Device) 두 가지로 분류된다. 각 구동장치의

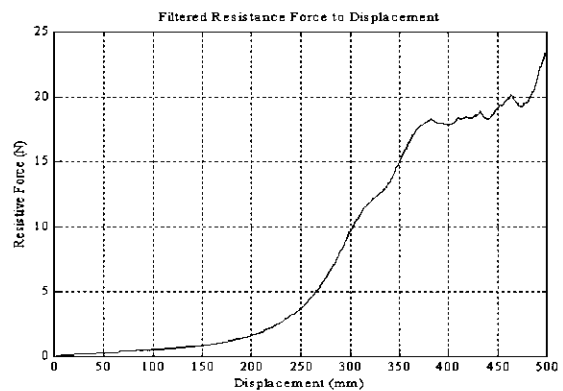


그림 10. 필터링된 저항력 데이터
Fig. 10. The filtered resistive force