

손 재활수술을 위한 힘줄경로 설계용 컴퓨터그래픽스 기반의 프로토타입 CAD 툴 개발

윤 인 모[†]

요 약

CAD툴을 손 재활수술에 응용하는 것은 새로운 시도이다. 현재까지 힘줄이식수술과 같은 복잡한 손 재활 수술에 있어서 외과의사를 보조할 수 있는 시스템은 거의 없는 것으로 사료된다. 대부분의 힘줄 이식수술은 의사의 다년간 시술로 축적된 의학적 지식과 경험에 의해 행해지는 것이 보통이다. 그러나 힘줄이식수술에 이러한 힘줄경로설계를 위한 CAD 툴을 활용한다면 최선의 시술계획과 평가가 가능하게 될 것이다. 이 연구의 목적은 힘줄이식수술이 좀더 객관적이고 정량적으로 행해질 수 있도록 환자의 손을 기구학적으로 모델링한 후 표준 그래픽스 라이브러리를 사용하여 프로토타입 힘줄경로설계용 CAD 툴을 디자인하는데 있다.

Development of a Computer Graphics-Based Prototype CAD Tool for Planning Tendon Paths in Hand Rehabilitative Surgery

In-Mo Yoon[†]

ABSTRACT

The application of Computer Aided Design (CAD) tool to rehabilitative surgery of the hand is a new field of endeavor. It is considered that there are currently no existing systems designed to assist the orthopedic surgeon in planning complex procedures such as tendon transfer operations. Most tendon transfer operations are performed by surgeons on the basis of knowledge and experience gained through years of practice. However, with the help of this computer graphics-based CAD tool for planning tendon paths, the planning and the evaluation for the best operation on patients' hands also may be possible. The purpose of this study was to model kinematically the structure of the hand and design a prototype tendon path planning tool with a standard computer graphics library, in order for surgeons to perform tendon transfer surgery more objectively and quantitatively.

1. 서 론

우리의 손이나 발의 동작은 중추신경계(central nervous system)의 지시를 받아 근육이 힘을 발생시켜 다름, 힘줄(tendon)을 통하여 손이나 발의 골격구조(ske-

letal structure)에 그 힘을 전달함으로써 이루어진다. 그러나 교통사고나 산업현장에서 발생하는 여러 가지 산업재해, 또는 흔히 나병이라 일컫는 한센병(Hansen's disease) 등의 질병에 의해서 신경계에 손상을 받은 환자의 경우는 신경과 근육간의 경로가 제대로 그 기능을 수행하지 못하게 된다. 그 결과로 손과 발의 동작에 있어서 근육에서 발생된 힘이 제대로 전달이 되지 않아 동작이 약해질 뿐 아니라, 때로는 관절에서 발생

※ 이 논문은 1997년 한국학술진흥재단의 학술연구비에 의하여 지원되었음.

† 정 회 원 : 호남대학교 정보통신공학부 교수

논문접수 : 1999년 4월 20일, 심사완료 : 1999년 10월 20일

되는 토오크(torque)에 불균형을 초래하여 기능이상(dys-function) 또는 형태이상(disfigurement)을 일으키게 된다.

이러한 경우에 힘줄이식수술(tendon transfer operation)을 행하게 되는데 이러한 수술시 만약 의사를 보조할 수 있는 수술용 CAD 틀이 있다면 의사들은 좀더 객관적인 수술계획을 세우거나 결과를 분석하여 더 많은 환자들이 좋은 수술결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 왜냐하면 힘줄이식수술은 해부학적인 의미뿐만 아니라 힘줄에 관한 기구학(kinematics), 힘줄내의 응력(stress)과 변형을(strain), 모멘트암(moment arm), 편위(excursion) 등의 생체역학적인 의미가 추가로 고려된다면 환자에게 더욱 효율적인 수술을 행할 수 있기 때문이다.

따라서 본 연구의 목적은 사고 및 질병으로 인하여 손의 동작기능이 전혀 이루어지지 않거나 미약한 환자에게 행해지는 힘줄이식수술에 있어서 의사의 시술을 돕는 보조 기구로 활용하여 힘줄의 경로를 좀더 객관적이고 정량적으로 계획하여 수술이 이루어질 수 있게 함으로써 환자에게 가능한 한 본래의 기능에 가까운 기능을 회복할 수 있도록 컴퓨터그래픽스 기반의 프로토타입 CAD틀을 개발을 그 목적으로 한다.

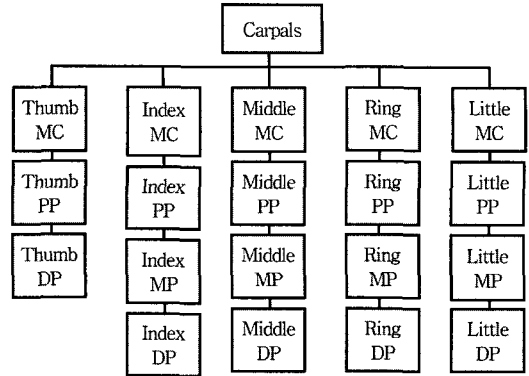
2. 방법

2.1 데이터 구조

본 연구에서 힘줄경로(tendon path)를 결정하는데 기준이 되는 손가락의 골격구조를 그래픽으로 나타내기 위해서는 8개의 손목뼈(手根骨, carpal bone), 5개의 손바닥뼈(中手骨, metacarpal bone ; MC), 엄지손가락(thumb)의 기절골(基節骨, proximal phalanx ; PP)와 말절골(末節骨, distal phalanx ; DP) 등 2개의 뼈, 그리고 둘째손가락(index finger)부터 다섯째 손가락(little finger)까지 기절골, 중절골(中節骨, middle phalanx ; MP)와 말절골 등 각각 3개씩의 손가락뼈(指節骨, phalanx) 12개를 포함하여 총 27개의 뼈를 (그림 1)에서와 같이 데이터 구조에 포함시켜야 한다.

(그림 1)에서 오브젝트(뼈)들의 데이터는 환자의 손을 CT 스캐너를 사용하여 촬영하되, 1mm 간격으로 512×512의 해상도를 가지고 총 172개의 슬라이스를 만드는데 이러한 데이터 구조를 얻는 과정은 다음과 같이 이루어진다.

1) 손목이하 손가락 끝까지 총 27개의 뼈를 CT 스캐



(그림 1) 손 골격 구조의 계층도

너로 촬영하여 시리얼 CT 세트를 얻는다.

- 2) 손뼈 전체의 이미지가 일단은 관절부분에서 상호간에 상대운동이 불가능한 하나의 오브젝트(뼈)로 고려된다. 이때까지는 마치 하나의 손가락이 움직이지 않고 굳어있는 듯한 형태의 오브젝트가 된다.
- 3) 3차원 그래픽 에디터[12]를 사용하여 하나의 오브젝트로 되어있는 손뼈 전체 CT이미지를 각각의 오브젝트로 만들기 위해 분할(segmentation) 한다.
- 4) 각각의 오브젝트를 계층적으로(hierarchically) 재정의한다(undefine).
- 5) 각각의 오브젝트들이 관절에서 회전운동이 가능하도록 회전중심(joint axis)을 설정한다.

2.2 기구학적 모델링

뼈와 뼈사이의 관절은 대부분 경첩(hinge)구조 또는 유니버설 조인트(만능관절, universal joint) 형태를 갖는데 3 자유도(degree of freedom)의 운동성을 갖는 유니버설 조인트 형태의 관절에는 손목(wrist), 엄지손가락의 수근중수관절(手根中手關節, carpometacarpal joint ; CMC)와 나머지 4개 손가락의 중수지절관절(中手指節關節, metacarpophalageal joint ; MCP) 등이 있고, 경첩(hinge)구조 형태의 관절에는 엄지손가락의 중수지절관절과 모든 지절간관절(指節間關節, interphalangeal joint ; IP)들이 여기에 해당된다. 이러한 관절을 계층적으로 모델링(hierarchically modeling) 하기 위해서 행렬을 이용하는데, 예를 들어 손목, 엄지손가락과 둘째손가락의 계층적 구조를 행렬의 곱의 형태로 나타내면 다음과 같다.

1) 손목뼈(手根骨, carpal bone)의 계층적 구조 행렬 :

$$\|P_{carpal}\| = \|P_{carpal}\|$$

여기서 손목뼈는 손 전체 오브젝트 움직임의 기준이 된다.

2) 엄지손가락(thumb)의 계층적 구조 행렬 :

$$\|P_{thumb}\| = [T(x_{11}, y_{11}, z_{11})] \cdot [R(x_{12})] \cdot [R(y_{12})] \cdot [R(z_{12})] \cdot [T(-x_{11}, -y_{11}, -z_{11})] \cdot \|P_{thumb_mc}\| \cdot [T(x_{13}, y_{13}, z_{13})] \cdot [R(y_{14})] \cdot [T(-x_{13}, -y_{13}, -z_{13})] \cdot \|P_{thumb_pp}\| \cdot [T(x_{15}, y_{15}, z_{15})] \cdot [R(y_{16})] \cdot [T(-x_{15}, -y_{15}, -z_{15})] \cdot \|P_{thumb_dp}\|$$

위 행렬의 각 부분을 설명하면 아래와 같다.

- ① $\|P_{thumb}\|$: 엄지손가락을 나타내는 전체 오브젝트.
- ② $\|P_{thumb_mc}\|$: 중수골(MC) 오브젝트.
- ③ $\|P_{thumb_pp}\|$: 기절골(PP) 오브젝트.
- ④ $\|P_{thumb_dp}\|$: 말절골(DP) 오브젝트.
- ⑤ $[R(x_{12})]$: 엄지손가락의 CMC의 외전-내전(外轉-內轉, abduction-adduction ; AB-AD)을 위한 행렬
- ⑥ $[R(y_{12})]$: CMC 조인트의 굴곡-신전(屈曲-伸展, flexion-extension ; FL-EX)을 위한 행렬
- ⑦ $[R(z_{12})]$: CMC의 회전운동(rotation)을 나타내기 위한 행렬
- ⑧ $[T(x_{11}, y_{11}, z_{11})], [T(-x_{11}, -y_{11}, -z_{11})] : [R(x_{12})], [R(y_{12})], [R(z_{12})]$ 을 보정하기 위한 매개 이동행렬.
- ⑨ $[R(y_{14})]$: 엄지손가락의 PP가 MC에 대한, 즉 MCP의 FL-EX을 나타내기 위한 행렬
- ⑩ $[T(x_{13}, y_{13}, z_{13})], [T(-x_{13}, -y_{13}, -z_{13})] : [R(x_{14})], [R(y_{14})]$ 을 보정하기 위한 매개 이동행렬.
- ⑪ $[R(y_{16})]$: 엄지손가락의 DP의 PP에 대한, 즉 IP의 FL-EX을 나타내기 위한 행렬
- ⑫ $[T(x_{15}, y_{15}, z_{15})], [T(-x_{15}, -y_{15}, -z_{15})] : [R(y_{16})]$ 을 보정하기 위한 매개 이동행렬.

3) 둘째손가락(index finger)의 계층적 구조 행렬 :

$$\|P_{index}\| = \|P_{index_mc}\| \cdot [T(x_{21}, y_{21}, z_{21})] \cdot [R(x_{22})] \cdot [R(y_{22})] \cdot [R(z_{22})] \cdot [T(-x_{21}, -y_{21}, -z_{21})] \cdot \|P_{index_pp}\| \cdot [T(x_{23}, y_{23}, z_{23})] \cdot [R(x_{24})] \cdot [T(-x_{23}, -y_{23}, -z_{23})] \cdot \|P_{index_mp}\| \cdot [T(x_{25}, y_{25}, z_{25})] \cdot [R(x_{26})] \cdot [T(-x_{25}, -y_{25}, -z_{25})] \cdot \|P_{index_dp}\|$$

위 행렬의 곱의 형태를 구성하고 있는 각 부분을 설명하면 아래와 같다.

- ① $\|P_{index}\|$: 둘째손가락을 표현하는 전체 오브젝트.
- ② $\|P_{index_mc}\|$: 둘째손가락의 MC 오브젝트.

- ③ $\|P_{index_pp}\|$: 둘째손가락의 PP 오브젝트.
- ④ $\|P_{index_mp}\|$: 둘째손가락의 MP 오브젝트.
- ⑤ $\|P_{index_dp}\|$: 둘째손가락의 DP 오브젝트.
- ⑥ $[R(x_{22})]$: 둘째손가락의 PP가 MC에 대해, 즉 MCP의 FL-EX을 나타내기 위한 행렬
- ⑦ $[R(y_{22})]$: MCP의 AB-AD을 나타내기 위한 행렬
- ⑧ $[R(z_{22})]$: MCP의 회전을 나타내기 위한 행렬
- ⑨ $[T(x_{21}, y_{21}, z_{21})], [T(x_{23}, y_{23}, z_{23})] : [R(x_{22})], [R(y_{22})]$ 를 보정하기 위한 매개 이동행렬.
- ⑩ $[R(x_{24})]$: 둘째손가락의 MP의 PP에 대한, 즉 근위 지절간관절(近位指節間關節, proximal interphalangeal joint ; PIP)의 FL-EX을 나타내기 위한 행렬
- ⑪ $[T(x_{23}, y_{23}, z_{23})], [T(-x_{23}, -y_{23}, -z_{23})] : [R(x_{24})]$ 를 보정하기 위한 매개 이동행렬.
- ⑫ $[R(x_{26})]$: 둘째손가락의 DP의 MP에 대한, 즉 원위 지절간관절(遠位指節間關節, distal interphalangeal joint ; DIP)의 FL-EX을 나타내기 위한 행렬
- ⑬ $[T(x_{25}, y_{25}, z_{25})], [T(-x_{25}, -y_{25}, -z_{25})] : [R(x_{26})]$ 를 보정하기 위한 매개 이동행렬.

그 밖의 나머지 손가락은 둘째손가락과 유사한 관절 운동을 하므로 둘째손가락의 계층적 구조 행렬을 적용할 수 있다.

2.3 수학적 모델링

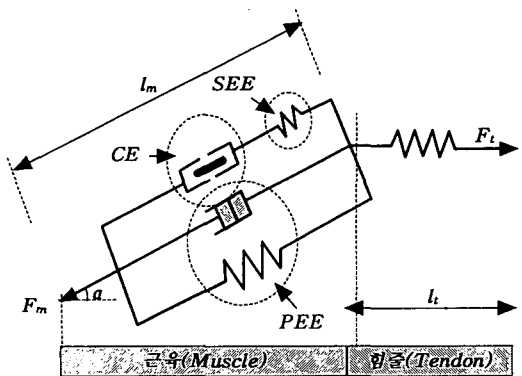
2.3.1 근육-힘줄구조의 기계요소적 표현

인간의 손은 모두 44개의 근육-힘줄 단위(muscle-tendon unit)로 되어 있는데 이중 17개는 intrinsic이며 27개가 extrinsic이다. 17개의 intrinsic에는 4개의 lumbrical, 4개의 dorsal interossei, 3개의 volar interossei, 4개의 thumb mover, 나머지 2개는 둘째손가락과 다섯째 손가락에 영향을 준다. 27개의 extrinsic에는 16개의 굴근(屈筋, flexor)과 11개의 신근(伸筋, extensor)이 있다. 이러한 각각 근육과 힘줄의 단위구조들이 시작되는 부분을 기시(起始, origin)라 하고 끝나는 부분을 정지(停止, insertion)라 하는데 이 두 가지는 힘줄경로를 설계하는데 중요한 요소가 된다.

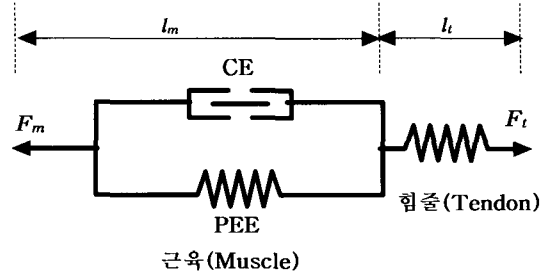
근육을 이루고 있는 근섬유는 수 많은 근섬유분절(筋纖維分節, sarcomere)로 구성되어 있으며 근섬유분절은 또한 수 많은 액틴(actin)과 마이오신(myosin)으로 구성되어 있다. 근육의 크기와 세기는 근섬유분절의 개수와 배열 상태에 좌우된다. 근육이 긴장되면 수

축(contraction)을 하게 되는데 이러한 수축에는 중추신경계의 자극에 의한 능동수축(active contraction)과 외부의 힘에 의해 근육이 늘어났다가 다시 수축되는 수동수축(passive elastic recoil after being stretched)이 있는데 수동적 수축이 가능한 것은 근육-힘줄 구조가 탄성(elasticity)을 가지고 있기 때문이다.

근육-힘줄 구조의 또 하나의 특징은 점탄성(viscoelasticity)을 가지고 있다는 것인데 일종의댐핑(damping) 효과를 발휘한다. 근육이 빠르게 운동을 할 때는 탄성(elasticity)이라는 용어보다는 점성탄성(viscoelasticity)이라는 용어가 더욱 적합한 표현이 된다. (그림 2)에서와 같이 근육은 수축성 요소(contractile element ; CE), 직렬탄성 요소(serial elastic element ; SEE) 및 병렬탄성 요소(parallel elastic element ; PEE) 등의 세 가지 요소로 구성되어 있다고 볼 수 있다. 위의 그림에서 보는 바와 같이 PEE는 댐퍼(damper)와 탄성(elastic) 요소로 되어 있다. CE와 PEE가 근육의 힘을 발생시키는 요소가 된다. F_m 과 F_t 는 각각 근육의 힘(muscle force)과 힘줄의 힘(tendon force)이다. 또한 l_m 과 l_t 는 각각 근육의 길이(muscle length)와 힘줄의 길이(tendon length)를 의미한다. α 는 우상각도(羽狀角度, pennation angle)라 하며 우상각도가 30° 보다 작은 경우에는 그 영향을 무시할 수 있다. 또한 상체부분의 근육은 대부분 15° 보다 작으므로 본 연구의 모델링에서는 그 영향을 아주 적으므로 α 를 0° 로 가정하고 또한 (그림 2)의 SEE도 근육이 등척수축(等尺收縮, isometric contraction)이 일어나는 과정에서 그 영향이 미비하므로 본 연구에서는 (그림 3)과 같이 모델을 단순화시켰다.



(그림 2) 근육-힘줄구조의 기계요소적 표현[20]($\alpha \neq 0$)



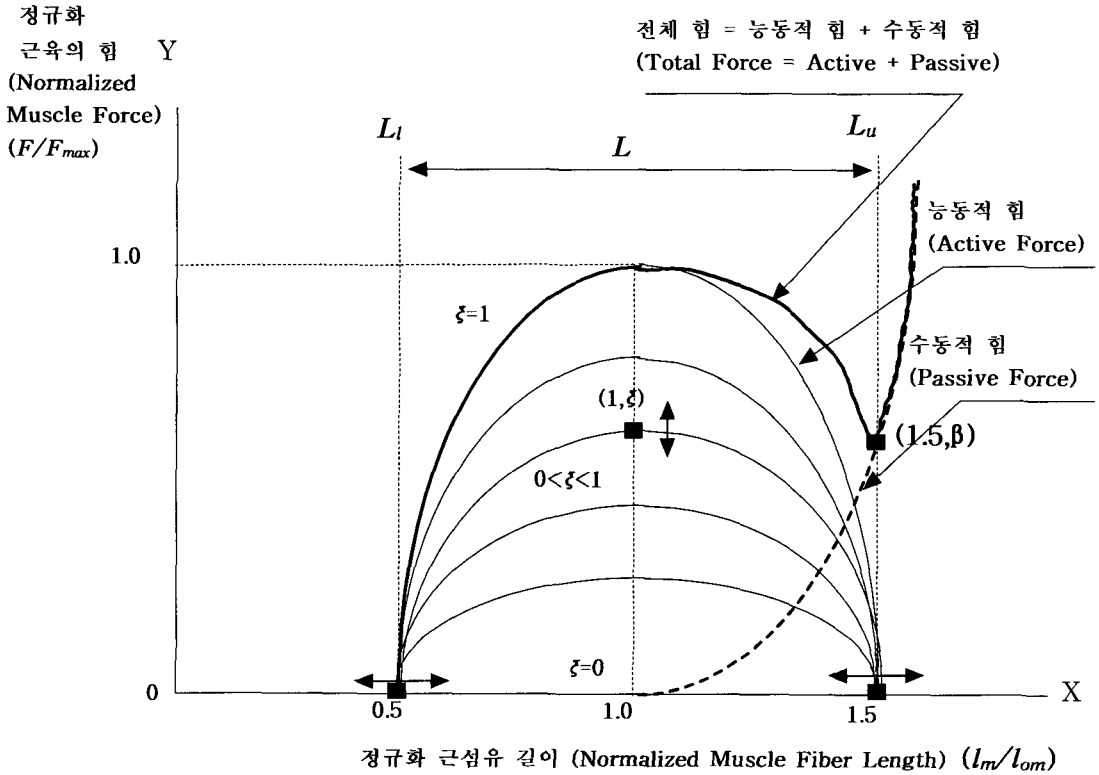
(그림 3) 근육-힘줄구조의 기계요소적 표현(SEE와 α 의 영향 무시)

2.3.2 수정 Blix 곡선

(그림 4)는 Blix곡선[4]을 수정한 곡선으로서 근 섬유의 정규화 힘-길이(normalized force-length)의 관계를 보여주고 있다. X축은 근 섬유의 길이(l_m)를 근 섬유의 휴지상태길이(resting length ; l_{om})로 나눈 것으로 정규화 근섬유길이(normalized muscle-fiber length)이고 Y축은 근육내의 힘(F_m)을 최대등척성근육힘(最大等尺性, maximum isometric muscle force)으로 나눈 정규화 근육힘(normalized muscle force)를 나타낸다. L은 근육의 최대정규화 잠재편위(maximum normalized potential excursion)로써 근 섬유가 최대로 신장되었을 때와 최소로 수축되었을 때의 길이의 차이를 나타낸다. 위로 블록한 곡선들은 중추신경계의 자극정도(activation ; ξ)에 따른 능동수축(active contraction)으로부터 발생하는 근육의 힘을 나타내고 있다. 따라서 최대 능동 정규화 근육힘(maximum active normalized muscle force)은 ξ 에 따라 변화하는데 여기서 ξ 는 0과 1사이의 값을 취한다.

(그림 4)에서 점선은 수동적 근육힘(passive muscle force)을 나타내는데 그림에서 보이는 바와 같이 근육이 휴지상태길이(resting length)이거나 그 이하일 때는 전혀 긴장(tension)이 없는 느슨한(slack) 상태가 된다. 그러나 근육이 점차 길어짐에 따라 휴지상태길이 이상이 되면 근육은 더 이상 느슨한 상태가 아니며 근육내부에 긴장이 처음에는 서서히 생기며 나중에는 급격히 생기게 된다. 이러한 수동적 근육의 힘은 능동적 근육의 힘(active muscle force)과는 달리 ξ 에 영향을 받지 않는다.

(그림 4)에서 L_t , L_u , ξ , β 등은 생리학적인 변수(physiological parameter)들이다. 또한 기호 \blacksquare 들은 화면상에서 수직 또는 수평으로 이동이 가능한 것으로 이들



(그림 4) 근 섬유의 정규화 힘-길이 다이어그램 : 수정 Blix curve

을 움직여 해당되는 값을 조정할 수 있도록 설계되어 있다.

원래 Blix 곡선은 곡선의 중심선에 대해 대칭 이 아니다. 그러나 본 연구에서는 Blix 곡선을 다 음과 같은 이유로 2차함수 형태의 곡선으로 수정하여 채택하였다. 첫 번째는 근육-힘줄 구조의 힘이나 편위를 구하는데 있어서 상대적으로 시간이 걸리는 반복적인 해법 (iterative solution)[7]보다는 해석적인 해법(analytical solution)을 택함으로써 계산속도를 높이고자 함이고 두 번째는 근육과 힘줄의 생리학적 변수(physiological parameter)들을 시스템사용자가 상호대화적(interactive)으로 용이하게 수정할 수 있게 하기 위함이다.

(그림 4)에서 능동적 근육힘(active muscle force ; F_{am})은

$$\frac{F_{am}}{F_{max}} - \xi = -\frac{4\xi}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \quad (L_l \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u) \quad (1)$$

과 같이 나타낼 수 있고 이를 정리하면

$$\frac{F_{am}}{F_{max}} = \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] \quad (L_l \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u) \quad (2)$$

와 같다. 한편 수동적 근육힘(passive muscle force ; F_{pm})는

$$\frac{F_{pm}}{F_{max}} = \begin{cases} 0 & (L_l \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq 1) \\ 4\beta \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 & (1 \leq \frac{l_m}{l_{om}}) \end{cases} \quad (3)$$

와 같이 표현할 수 있다.

근육이 수축하여 휴지상태길이(resting length) 보다 짧아지면 수동적 근육힘은 발생되지 않으며 오직 능동적 근육힘만이 존재하게 된다. 따라서 전체 근육의 힘 (total muscle force ; F_m)은 식 (2)와 같이 표현할 수 있다. 즉,

$$\frac{F_m}{F_{max}} = \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] \quad (L_l \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq 1) \quad (4)$$

가 된다. 그리고 근육이 휴지상태길이보다 더 신장되

고 동시에 능동수축(active contraction)이 일어나 면 정규화 근육힘(normalized muscle force)은 (그림 3)의 CE에 의한 능동 정규화 근육힘(active normalized muscle force; F_{am}/F_{max})과 PEE에 의한 수동 정규화 근육힘(passive normalized muscle force; F_{pm}/F_{max})을 합한 것이 된다. 따라서 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\frac{F_m}{F_{max}} = \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] + 4\beta \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \quad (5)$$

$(1 \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u)$

여기서,

F_{max} = 최대 등척성 근육힘(maximum isometric muscle force)

F_m = 근육내의 힘(force in muscle)

l_{om} = 근섬유의 휴지상태길이(resting length of muscle fiber)

l_m = 근섬유 길이(length of muscle fiber)

β = 근육의 생리학적 탄성변수(physiological elasticity parameter of muscle)

ξ = 중추신경계에 의한 근육의 자극정도(degree of activation of muscle by CNS)

L = 근육의 최대 정규화 잠재편위(maximum normalized potential excursion of muscle)

L_u = L 의 상한(upper limit) ($1.0 \leq L_u \leq 1.5$)

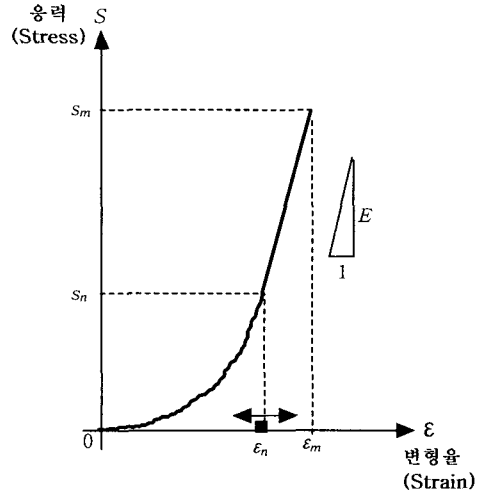
L_l = L 의 하한(lower limit) ($0.5 \leq L_l \leq 1.0$)이다.

(그림 4)에서 진한 실선은 중추신경계의 자극정도 $\xi = 1$, 즉 $\xi = 1$ 일때의 전체근육힘(total muscle force; F_m) 이 된다. 식 (4)와 (5)의 양변에 F_{max} 를 곱하면 F_m 은 다음과 같다.

$$F_m = \begin{cases} F_{max} \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] & (L_l \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq 1) \\ F_{max} \left[\xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] + 4\beta \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1 \right)^2 \right] & (1 \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u) \end{cases} \quad (6)$$

한편, (그림 5)는 힘줄의 응력-변형률(stress-strain) 관계를 나타내는 것으로 그 형태가 수동신장(passive stretch) 동안의 근섬유의 것과 유사한 모양을 취하고 있다. 그러나 힘줄은 근육에 비해 훨씬 신장성(extensibility)이 덜 하다. 여기서도 기호 \blacksquare 를 화면상에서 수평으로 이동함으로써 해당되는 값이 실시간으로 조정

가능하도록 설계되어 있다. 힘줄의 응력-변형률(stress-strain) 관계도 2차원 함수와 1차원 선형 함수의 조합으로 모델링하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.



(그림 5) 힘줄의 응력-변형률 다이어그램

$$s = \begin{cases} s_n \left(\frac{\epsilon}{\epsilon_n} \right)^2 & (0 \leq \epsilon \leq \epsilon_n) \\ s_n + E (\epsilon - \epsilon_n) & (\epsilon_n \leq \epsilon \leq \epsilon_m) \end{cases} \quad (7)$$

여기서,

s = 응력(stress)

ϵ = 변형률(strain)

ϵ_m = 힘줄의 최대 변형률(maximum tendon strain, 0.1 [19])

ϵ_n = 힘줄의 비선형 응력-변형률 반응의 상한(upper limit of nonlinear tendon stress-strain response, $0 \leq \epsilon_n \leq \epsilon_m$)

E = 힘줄의 탄성계수(modulus of elasticity of tendon)

식 (7)의 첫 번째 식을 ϵ 에 대해서 미분하면

$$\left. \frac{ds}{d\epsilon} \right|_{\epsilon=\epsilon_n} = 2 \frac{s_n}{\epsilon_n} = E \quad (8)$$

따라서,

$$s_n = \frac{1}{2} E \epsilon_n \quad (9)$$

그런데 E 는 (그림 5)에서 보는 바와 같이 힘줄의 응력-변형률 다이어그램에서 1차원 선형부분의 기울기와 같으므로

$$E = \frac{s_m - s_n}{\epsilon_m - \epsilon_n} \quad (10)$$

와 같이 쓸 수 있고 식 (9)를 식 (10)에 대입하면

$$E = \frac{2s_m}{2\epsilon_m - \epsilon_n} \quad (11)$$

한편 식 (7)의 양변에 A/F_{\max} (여기서 A 는 힘줄의 단면적)를 곱하여 다시 정리하면 다음과 같다.

$$\frac{sA}{F_{\max}} = \frac{F_t}{F_{\max}} = \begin{cases} \frac{s_n A}{F_{\max}} \left(\frac{\epsilon}{\epsilon_n}\right)^2 & (0 \leq \epsilon \leq \epsilon_n) \\ \frac{s_n A}{F_{\max}} + \frac{EA}{F_{\max}} (\epsilon - \epsilon_n) & (\epsilon_n \leq \epsilon \leq \epsilon_m) \end{cases} \quad (12)$$

여기서 F_t 는 힘줄내에 존재하는 힘 또는 긴장(tension)이다. 안전계수(equivalent safety factor)를 K 라고 하고, 이를

$$K = \frac{s_m}{F_{\max}/A}$$

라고 정의하면

$$\frac{F_t}{F_{\max}} = \begin{cases} K \frac{s_n}{s_m} \left(\frac{\epsilon}{\epsilon_n}\right)^2 & (0 \leq \epsilon \leq \epsilon_n) \\ K \frac{s_n}{s_m} + \frac{KE}{s_m} (\epsilon - \epsilon_n) & (\epsilon_n \leq \epsilon \leq \epsilon_m) \end{cases} \quad (13)$$

이며 식 (9)와 식 (10)을 식 (13)에 대입하여 정리하면

$$F_t = \begin{cases} F_{\max} \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left(\frac{\epsilon^2}{\epsilon_n}\right) & (0 \leq \epsilon \leq \epsilon_n) \\ F_{\max} K \left(\frac{2\epsilon - \epsilon_n}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) & (\epsilon_n \leq \epsilon \leq \epsilon_m) \end{cases} \quad (14)$$

그리고

$$\epsilon = \frac{l_t - l_{ot}}{l_{ot}}$$

그런데 여기서,

l_t = 힘줄의 길이

l_{ot} = 힘줄의 휴지상태길이(resting length)

이기 때문에 식 (14)는

$$F_t = \begin{cases} F_{\max} \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left(\frac{1}{\epsilon_n}\right) \left(\frac{l_t - l_{ot}}{l_{ot}}\right)^2 \\ \left(1 \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_n)\right) \\ F_{\max} \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left[\frac{2(l_t - l_{ot})}{l_{ot}} - \epsilon_n\right] \\ \left((1 + \epsilon_n) \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_m)\right) \end{cases} \quad (15)$$

그런데 근육-힘줄 단위(musculotendon unit)의 전체길이 l_{total} 이라면

$$l_{total} = l_m + l_t$$

즉,

$$l_t = l_{total} - l_m \quad (16)$$

식 (16)을 식 (15)에 대입하면 다음과 같다.

$$F_t = \begin{cases} F_{\max} \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left(\frac{1}{\epsilon_n}\right) \left(\frac{l_{total} - l_m - l_{ot}}{l_{ot}}\right)^2 \\ \left(1 \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_n)\right) \\ F_{\max} \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left[\frac{2(l_{total} - l_m - l_{ot})}{l_{ot}} - \epsilon_n\right] \\ \left((1 + \epsilon_n) \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_m)\right) \end{cases} \quad (17)$$

그런데 (그림 3)에서 $F_m = F_t$ 임을 알 수 있으므로 식 (6)과 식 (17)을 같다고 보고 이를 정리하면 다음과 같은 4가지 경우에 대해 유일한 미지수인 l_m 에 관한 방정식을 구할 수 있다.

① Case 1 : $L_t \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq 1$ 이고 $1 \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_n)$ 일 때

$$\xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2\right] = \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left(\frac{1}{\epsilon_n}\right) \left(\frac{l_{total} - l_m - l_{ot}}{l_{ot}}\right)^2$$

② Case 2 : $L_t \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq 1$ 이고 $(1 + \epsilon_n) \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_m)$ 일 때

$$\xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2\right] = \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_m}\right) \left[\frac{2(l_{total} - l_m - l_{ot})}{l_{ot}} - \epsilon_n\right]$$

③ Case 3 : $1 \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u$ 이고 $1 \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_n)$ 일 때

$$\begin{aligned} & \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2\right] + 4\beta \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2 \\ & = \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_m}\right) \left(\frac{1}{\epsilon_n}\right) \left(\frac{l_{total} - l_m - l_{ot}}{l_{ot}}\right)^2 \end{aligned}$$

④ Case 4 : $1 \leq \frac{l_m}{l_{om}} \leq L_u$ 이고 $(1 + \epsilon_n) \leq \frac{l_t}{l_{ot}} \leq (1 + \epsilon_m)$ 일 때

$$\begin{aligned} & \xi \left[1 - \frac{4}{L^2} \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2\right] + 4\beta \left(\frac{l_m}{l_{om}} - 1\right)^2 \\ & = \left(\frac{K}{2\epsilon_m - \epsilon_n}\right) \left[\frac{2(l_{total} - l_m - l_{ot})}{l_{ot}} - \epsilon_n\right] \end{aligned}$$

식 (16)을 이용하면 위의 4가지 경우에 대해 l_m 과 l_t 를 구할 수 있고 l_m 과 l_t 를 구한 다음, 이것들이 각

경우의 부등식을 만족하는지를 조사해보면 4가지 경우 중 어느 한가지 경우의 부등식을 만족하는 유일한 l_m 와 l_t 를 구할 수 있다. 이렇게 구한 l_m 와 l_t 를 식 (6) 이나 식 (17)에 대입하면 F_m 이나 F_t 를 얻을 수 있는데 이들은 결국 서로 같다.

이 연구에서 얻어진 근육-힘줄 모델에 쓰여진 몇몇 변수(parameter)들을 조정(scale)하면 특정한 의학적 상태(clinical situation)에 적용할 수 있는데 이러한 조정을 위해 상호대화적(interactive)으로 변화시킬 수 있는 변수들은 F_{max} , l_{om} , l_{total} , ξ , K , ϵ_n , β , L 등으로 써 이중 ξ 를 제외한 변수들은 근육-힘줄 시스템(musculotendon system)과 연관된 변수들이며 이들 모두는 경우에 따라 이 연구결과로 구현되는 CAD시스템에서 실시간으로 조정이 가능하다. 그러나, ξ 는 중추신경계의 제어 알고리즘(control algorithm)에 의해 결정되는 변수로써 이 제어 알고리즘은 본 연구의 범위를 벗어나므로 취급하지 않는다. 다만, Giurintano[10] 등이 근육의 응력구속(stress constraint)과 최적화기법(optimization)을 활용하여 근육에 작용하는 힘의 균형을 밝히고자 시도한 적이 있다. 이번 연구의 모델에서 ξ 는 사용자의 의학적 지식과 의료경험에 의해 입력되는 변수로 한다.

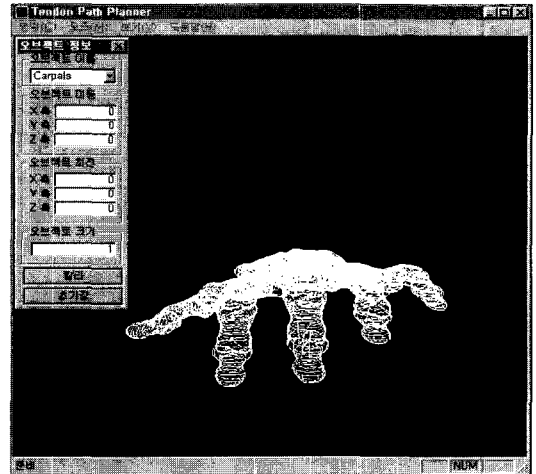
3. 모의실험 및 결과

(그림 6)부터 (그림 9)까지는 일련의 그래픽 모의실험 과정을 보여주고 있다. 여기서 실험대상인 손의 뼈와 건초(腱鞘, tendon sheath)와의 거리는 모의실험이 실행되고 있는 동안은 일정하다는 가정을 하고 모의실험을 실시한다. 또한, 앞에서 언급한 바와 같이 엄지손가락의 CMC 조인트와 그 밖의 4개 손가락의 MCP 조인트는 굴곡(flexion)과 신장(extension), 외전(abduction)과 내전(adduction), 그리고 회전(rotation)의 3 자유도(three degree of freedom)의 운동성을 가지며, 엄지손가락의 MCP 조인트와 IP 조인트 그리고 나머지 손가락의 PIP와 DIP 조인트는 굴곡(flexion)과 신장(extension)만을 갖는 1 자유도(one degree of freedom)의 운동성을 갖는다고 가정한다.

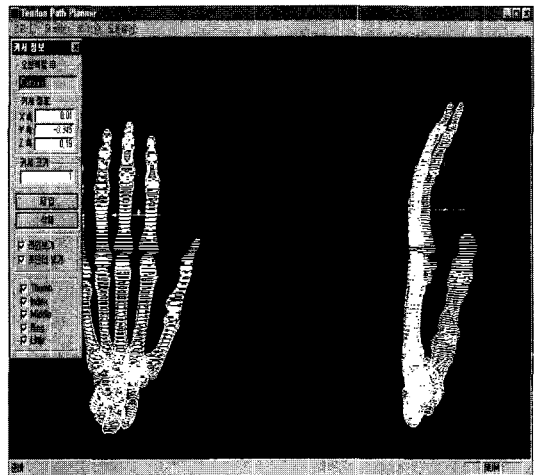
(그림 6)은 첫 번째 과정으로 모의실험 대상인 손을 화면에 올린다. 이때 모든 관절의 각도는 모두 0°로 초기화되어 있다. 즉, 모든 오브젝트들이 휴지상태(resting position)에 놓여 있다. 좌표축의 방향은 X축은 새끼손

가락(ulnar) 방향, Y축은 손등(手背面, dorsal) 방향, Z축은 말단(distal) 방향으로 정해져 있다. (그림 7)은 힘줄 경로(tendon path)를 정의하기 위한 준비 단계이다. 힘줄경로를 정의할 때는 경로를 구성하는 컨트롤 포인트들을 3차원 공간상에서 결정해야 하는데 2차원 평면인 화면상에서 3차원 좌표 값을 정확히 구하기 위해서는 실험대상인 물체를 (그림 7)과 같이 2개의 서로 수직인 상태로 화면에 나타내어야 한다. 또한 2개의 2차원 커서(각각 XY평면과 YZ평면상을 움직임)도 같이 화면에 띄어 컨트롤 포인트의 3차원 좌표를 구한다.

(그림 8)은 모의실험의 한 예로써 2개의 2차원 커서

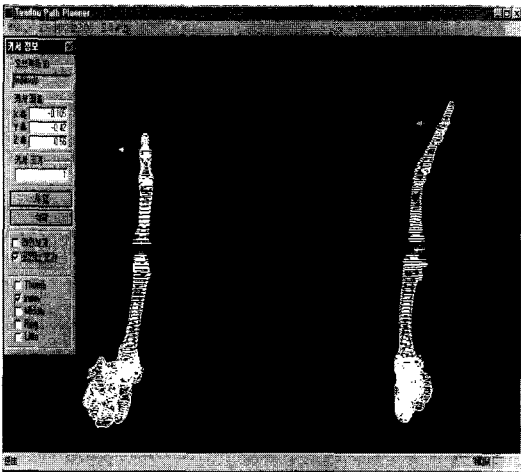


(그림 6) 모의실험을 위한 초기상태

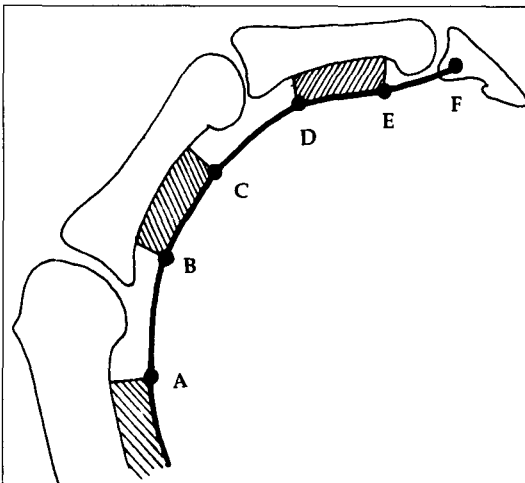


(그림 7) 힘줄경로설계를 위한 준비단계

를 사용하여 둘째손가락의 flexor digitorum profundus (FDP)의 경로를 정의하고 있는 모습을 보여주고 있다. 이때 FDP의 경로는 (그림 9)에 나타난 바와 같이 직선경로 부분과 곡선경로 부분이 있는데 직선경로 부분은 다음과 같은 경우에 해당된다고 볼 수 있다[9].



(그림 8) 2개의 2차원 커서로 둘째손가락의 FDP를 정의하고 있는 장면



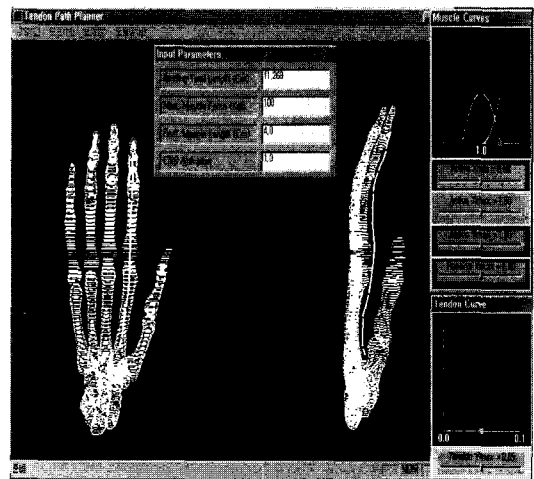
(그림 9) 힘줄경로를 결정하는 컨트롤 포인트의 개략적 표현

- 1) 힘줄이 건초(腱鞘, tendon sheath)를 통과하는 경우로서 이 경우에는 건초가 시작되는 점과 끝나는 점을 컨트롤 포인트로 정하여 직선으로 연결한다. (그

림 9)에서 B-C 및 D-E 구간이 이에 해당된다.

- 2) 힘줄이 정지(停止, insertion point)에 결합되는 경우로서 건초(tendon sheath)가 끝나는 점과 정지(insertion point)를 직선으로 연결하여 경로로 결정한다. (그림 9)에서 E-F 구간이 이에 해당된다.

또한 힘줄이 곡선경로로 고려되는 부분은 힘줄이 손의 뼈와 뼈 사이 즉, 관절을 건너갈 때로써 (그림 9)에서는 A-B와 C-D 구간이 이에 해당된다. 이러한 경우는 Landsmeer[11]가 제안한 관절의 회전각도에 따른 힘줄의 길이변화의 세 가지 경우 중 세 번째 모델에 기초한다. (그림 10)은 휴지상태에 있는 손에 힘줄경로가 완성된 장면을 보여주고 있다. 화면우측에는 근육의 정규화 힘-길이 다이어그램(normalized force-length diagram)과 힘줄의 응력-변형을 다이어그램(stress-strain diagram)이 보이며 이들 다이어그램의 하단에는 (그림 4)에 나타난 ξ , L_s , L_m , β 들과 (그림 5)의 ϵ_m 등의 생리학적인 변수들을 상호대화적으로 조정할 수 있도록 슬라이드바가 준비되어 있다.

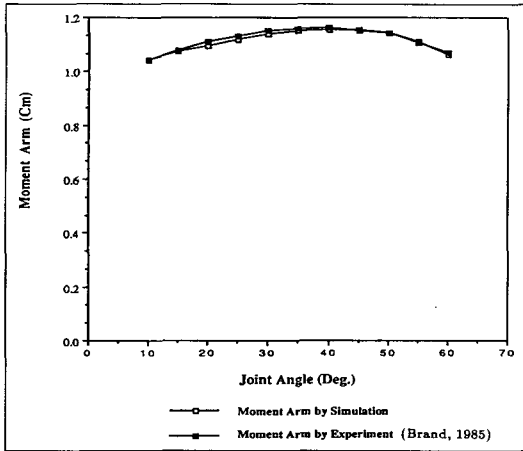


(그림 10) FDP의 경로가 완성된 상태

모멘트암과 편위에 대한 실험 데이터들은 실험방법과 시편 등 실험상의 차이로 인해 서로 비교하기가 매우 어려운 점이 있지만[13] 모의실험결과를 Brand[4]와 An[1]의 실험데이터와 각각 비교하여 보았다. 우선 Brand와의 비교를 위한 데이터들은 각각 다음과 같은 상태에서 얻어진 데이터들이다.

- 1) 셋째손가락의 PIP 조인트와 DIP 조인트가 신장(extension) 상태에 있을 때 MCP 조인트에서의 FDP의 굴곡 모멘트 암(flexion moment arm)
- 2) 셋째손가락의 MCP 조인트가 신장(extension) 상태에 있을 때 PIP 조인트에서의 FDP의 굴곡 모멘트 암(flexion moment arm)
- 3) 둘째손가락의 MCP 조인트와 PIP 조인트가 신장(extension) 상태에 있을 때 DIP 조인트에서의 FDP의 굴곡 모멘트 암(flexion moment arm)

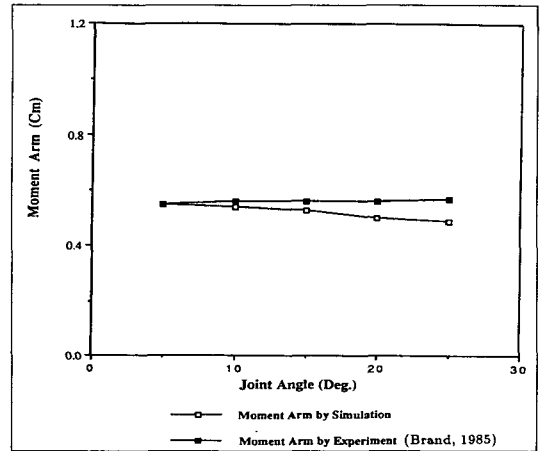
(그림 11)과 (그림 12)에서 보는 바와 같이 모의실험



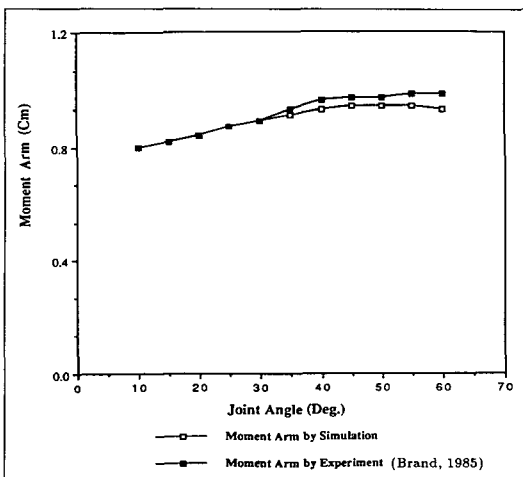
(그림 11) 셋째손가락의 PIP와 DIP가 신장상태에 있을 때 MCP의 FDP굴곡 모멘트암

에서 구한 셋째손가락의 MCP와 PIP 조인트에서의 FDP 모멘트암이 Brand의 실험데이터와 정량적으로 약 5%내로 근접하고 있다. (그림 13)에서는 둘째손가락의 DIP 조인트에서의 FDP 모멘트암이 약 10%내에 정량적으로 근접함을 보여주고 있다. 또한 정성적으로도 이들 데이터 모두가 근접하고 있음을 볼 수 있다.

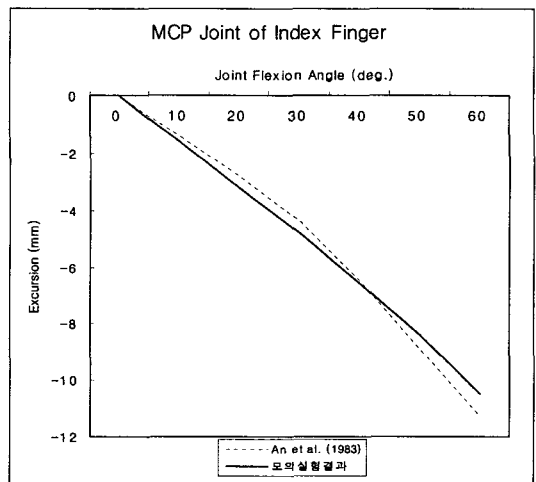
(그림 14)에서는 이 시스템을 둘째손가락의 MCP 관절에 적용하여 관절의 굴곡각도(flexion angle)에 따른 편위(excursion)를 모의실험결과으로 구한 다음 An[1]의 실험데이터와 비교하였다. MCP 관절을 0°에서 60°



(그림 13) 둘째손가락의 MCP와 PIP가 신장상태에 있을 때 DIP의 FDP 굴곡 모멘트암



(그림 12) 셋째손가락의 MCP가 신장상태에 있을 때 PIP의 FDP 굴곡 모멘트암



(그림 14) 둘째손가락의 MCP 굴곡각도에 따른 편위

까지 굴곡시킬때 약 10% 내외의 오차를 보여주고 있다. 또한 (그림15)는 모의실험결과를 저장한 로그파일(log file)을 보여주고 있다.

Simulation Results	
o Muscle Length in Current Position (Lm) :	3.230 (cm)
o Tendon Length in Current Position (Lt) :	7.603 (cm)
o Total Muscle-Tendon Length in Current Position :	10.833 (cm)
o Normalized Muscle Force (Fm/Fmax) :	0.852
o Normalized Tendon Force (Ft/Fmax) :	0.852
o Min. Normalized Active Muscle Fiber Length :	0.500
o Max. Normalized Active Muscle Fiber Length :	1.500
o Central Nervous System (CNS) Activation :	1.0
o Max. Normal. Force in Passive Muscle Fiber :	1.0
o Tendon Strain ((Lt-Lot)/Lot) :	0.046
o Maximum Force in Muscle :	100.000 (kg)
o Safety Factor of Tendon :	3.000
o Intermediate Tendon Strain :	0.050
o Maximum Tendon Strain :	0.100
o Muscle Length in Resting Position (Lom) :	4.000 (cm)
o Tendon Length in Resting Position (Lom) :	7.268 (cm)
o Total Muscle-Tendon Length in Resting Position :	11.268 (cm)

(그림15) 모의실험결과를 저장한 로그파일 화면

4. 결 론

이번 연구에서 근육과 힘줄구조의 모델링은 몇 가지 가정을 기초로 하고 있다. 이러한 가정들은 다음과 같다.

- 1) 근육은 두가지 평행한 힘(parallel force), 즉 능동적 힘(active force)과 수동적 힘(passive force)으로 모델링될 수 있다. 이러한 가정은 과거의 많은 연구에서 활용되었고 이제는 보편적이 되었다[20].
- 2) 능동적 근육의 힘(active muscle force)는 휴지상태(resting length; $l_m/l_{om}=1$)에 대해 거의 대칭적이며, 2차함수의 곡선으로 근사화(approximated)될 수 있다.
- 3) 근육의 수동적 탄성(passive elasticity)은 2 부분으로 모델링될 수 있는데 휴지상태길이(resting length) 이하에서는 0이며[14, 20], 휴지상태길이이상은 2차함수로 한다.
- 4) 근육에 대한 우상각도(pennation angle)의 영향은 무시한다[14].
- 5) Delp[7]과 Zajac[20]에서와 마찬가지로 힘줄은 낮은 변형 단계(low strain level)에서는 2차함수로 모델링하며, 일정한 변형단계(strain level; ϵ_n) 이상에서

는 선형적으로 변화한다.

위에서 가정 2)와 3)은 손가락이 특정한 상태에서 근육-힘줄 길이가 주어졌을 때 근육과 힘줄내의 힘을 구하는데 있어서는 Delp[7]의 경우처럼 상대적으로 시간이 소요되는 반복적 방법과는 달리 직접적인 해를 구할 수 있다는 장점이 있다.

끝으로 이번 연구 결과 개발된 시스템이 상호 대화적인 컴퓨터 그래픽스를 기반으로 하고 있기 때문에 사용자가 쉽게 시스템에 접근하여 모의실험을 행할 수 있다는 것이다. 그리고 그래픽 사용자 인터페이스(graphical user interface)도 표준화된 라이브러리를 사용했기 때문에 약간의 수정을 거쳐 다른 어떤 시스템에도 포팅이 가능하다는 장점이 있다. 이 시스템을 사용하면 객관적이고 정량적인 모의실험 데이터를 얻을 수 있기 때문에 의사를 보조하여 실제 수술시에 그 데이터를 활용하여 보다 효과적인 수술이 가능하게 된다.

참 고 문 헌

- [1] An, K. N., Ueba, Y., Chao, E. Y., Cooney, W. P. and Linscheid, R. L., "Tendon Excursion and Moment Arm of Index Finger Muscles,," J. of Biomechanics, 16, pp.419-425, 1983.
- [2] Angel, E. 'Interactive Computer Graphics,' Addison Wesley. 1997.
- [3] Brand, P. W., Beach, R. B., and Thompson, D. E., "Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand." J. of Hand Surgery, 6(3), pp.209-219. 1981.
- [4] Brand, P. W., 'Clinical Mechanics of the Hand.' The C. V. Mosby Co., St. Louis, Missouri. 1985.
- [5] Buchholz, B. and Armstrong, T. J., "A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities," J. of Biomechanics, 25(2), pp.149-162, 1992.
- [6] Buford, W. L., Interactive three dimensional computer graphics simulation of the kinematics of the human thumb. Doctoral dissertation, Department of Engineering Science, Louisiana State University. 1984.
- [7] Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., and Rosen J. M., "An interactive

graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures." IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 58(8), pp.757-767. 1990.

[8] Giat, Y., Mizrahi, J., Levine, W.S., and Chen, J., "Simulation of distal tendon transfer of the biceps brachi and the brachialis muscles," J. of Biomechanics, 27(8), pp.1005-1014, 1994.

[9] Giurintano, D. J., Thompson, D. E., "A Flexor tendon model of the hand." Automedica, 11, pp.53-70, 1989.

[10] Giurintano, D. J. and Hollister, A. (1991) Force analysis of the thumb for a five-link system. 1991 Biomechanics Symposium, ASME, AMD-120, pp.213-217.

[11] Landsmeer, J. M. F., "Studies in the anatomy of articulation," Acta. Morphol. Neerlando-Scandinavia, 3, pp.287-321, 1961.

[12] Myers, L. M., Buford, W. L., Giurintano, D. J. and Thompson, D. E., "Interactive segmentation of three-dimensional anatomical data for musculoskeletal modeling." NCGA 88 Conference, Anaheim, CA , 1987.

[13] Smutz, W. P., Kongsayreepong, A., Hughes, R. E., Niebur, G., Cooney, W. P., and An, K. N., "Mechanical advantage of the thumb muscles," J. of Biomechanics, 31, pp.565-570, 1998.

[14] Spoor, C. W., J.L. vanLeeuwen, W.J.T.M. van der Meulen, and A. Huson (1991) Active force-length relationship of human lower-leg muscles estimated from morphological data : A comparison of geometric muscle models. *European J. Morphology*, 29, pp.137-160.

[15] Thompson, D. E., W. L. Buford, L. M. Myers, D. J. Giurintano, and Brewer, J. A., "A hand biomechanics workstation." Proc. ACM Computer Graphics, pp.327-334. 1989.

[16] Thompson, D. E. and Giurintano, D. J., "A Kinematic Model of the Flexor Tendons of the Hand." J. of Biomechanics, 22(4), pp.327-334. 1989.

[17] Wright, R. S. and Sweet, M., OpenGL SuperBible, Waite Group Press. 1996.

[18] Yoon, I. and Thompson, D. E., "Planning tendon paths using an interactive graphic workstation." J. of Biomechanical Engineering, 112, pp.387-391. 1990.

[19] Yoon, I. and Thompson, D. E., "An interactive graphics based tendon path planning method." Advances in Bioengineering, 8, pp.65-68. 1988.

[20] Zajac, F. E. (1989) Muscle and Tendon : Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, pp.359-411.



윤인모

e-mail : iyoona@honam.honam.ac.kr
 1981년 한양대학교 정밀기계공학과 졸업(학사)
 1988년 미국 루이지애나주립대 대학원 기계공학과 졸업(공학석사)
 1992년 미국 루이지애나주립대 대학원 기계공학과 졸업(공학박사)
 1993년~현재 호남대학교 정보통신공학부 조교수
 관심분야 : 컴퓨터그래픽스, CAD, Biomechanics, 프로그래밍언어 등