의료영상처리를 이용한 인공고관절 정합도 측정 방법에 관한 연구

김용호, 김중규
성균관대학교 전기전자및컴퓨터공학부 신호처리연구실
(0331) 290-7199 / (0331) 290-7191

A study on the fitness measurement of artificial femur through medical image processing

Y.H. Kim, J.K. Kim
School of Electrical and Computer Engineering, Sungkyunkwan Univ.
yhkim@gemmy.skku.ac.kr, jkkim@yurim.skku.ac.kr

Abstract

In this paper, we studied a computer based three dimensional implantation system of artificial hip joint. The system can be utilized for doctors to select a suitable artificial femur which is best-fit for the patient and to find out the optimal implanting position as well. We proposed a new numerical index to measure the fitness between the artificial hip joint and the patient's femur. The proposed fitness index accounts for the variance of the distance between the outer contours of artificial hip joint and the femur in addition to the conventional area comparison. A few simulation are run to show results of fitness measurement and compared to the conventional method.

1. 서론

최근 들어, 골(骨)관절염(osteoarthritis)의 치료에 있어서 인공 관절 이식 수술이 늘어나고 있다. 인공 관절의 이식 수술은 시술하는 의사의 능력도 중요하지만, 환자의 체형에 맞는 적합한 인공 관절의 선택 또한 중요하다. 본 논문에서는 인공 관절 중에서 인공고관절의 이식(artificial hip replacement)을 위한 모의 시술 시스템과 stem 부분의 정합도(fitness) 측정을 위한 방법을 몇 가지 소개하고자 한다.

앞부분에서는 3차원 모의 시술 시스템을 만들기 위한 CT 영상의 3D화와 인공고관절의 3차원 영상화에 대해서, 뒷부분에서는 이렇게 만들어진 두 영상들을 이용하여 3차원 모의 시술을 하고, stem 부분의 정합도를 측정하여 수치적인 정보로 제공하는 부분에 대해서 다룰 것이다.

2. CT와 인공고관절의 3D 영상화

2.1 CT 영상의 3D화

일반적인 CT 영상의 뼈 부분과는 달리 인공고관절의 뼈 부분은 intensity가 주변 값과 비슷하다. 그러므로 일반적인 edge detection을 사용하여서는 정확한 뼈 부분의 경계를 찾을 수가 없다. 본 논문에서는 최소한의 사용자 입력과 정확한 object의 추출을 위해서 region growing 기법을 응용하였다.[1]

Region growing에서는 사용자가 시작점과 한계치의 정보를 주게 되면, intensity를 점단위로 비교하여 해당 object를 추출하게 된다. 그러므로 작은 차이도 구별할 수 있다.[그림 1-(a)]

빠른 속도의 rendering을 위해서는 surface rendering을 하여야 한다. 그런데 Surface rendering은 surface 정보만을 보여주기 때문에 내부 정보는 필요 없게 된다. 따라서 region growing 결과에서 경계만을 추출하여 sampling을 하여야 한다.

Region growing의 결과가 binary image이고, sampling을 위해서 정렬된 one-width의 points가 필요하기 때문에 boundary following을 사용하였다. 이 알고리즘은 미로 찾기의 좌수법, 우수법 알고리즘을 이용하여 object의 외부에서 object를 따라 돌면서 contour를 찾도록 만들었다.[1][그림 1-(b)]

(a) (b) (c)

[그림 1] (a) Region growing의 결과 영상
(b) Boundary following의 결과 영상
(c) Sampling의 결과 영상을 한 부분만 확대한 영상

Boundary following의 결과는 sampling을 통해서 일

정 개수의 floating points가 된다.[그림 1-(c)] sampling으로 인한 error를 줄이기 위해서 floating points sampling을 하였고, 직선보다는 곡선 부분에 더 많은 sampling points가 오게 하였다.[1]

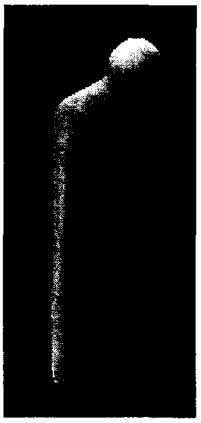
Region growing, boundary following, sampling을 엉덩이에서 무릎사이의 모든 CT slices에 대해서 수행한 후 3D modeling과 rendering을 한 결과가 [그림 2]에 있다.

[그림 2] CT 영상 3D rendering 결과

Modeling은 triangle strip form의 triangle meshes[6]를 이용하였고, rendering은 OpenGL을 사용하였다.

2.2 인공고관절의 3D 영상화

어떤 물체를 3D로 표현하기 위해서는 그 물체의 주요 점들에 대한 3차원 좌표 값을 알아야 한다. 인공고관절의 3D 영상화를 위해서 본 연구에서는 color image processing을 이용한 two-way projection을 이용하였다.



[그림 3] 인공고관절의 3D 영상화 결과

Projection에서는 한 부분에 대해서 xy, yz 평면 영상, 각 평면 영상에 대해서 color image processing을 위한 두 영상, 이렇게 각 부분에 대한 4개의 영상을 통해서 주요 점들에 대한 3차원 좌표값을 계산할 수 있다.

Color image processing을 위하여 중요한 부분은 빨간색을, 배경에는 파란색을 사용하였다.

이러한 방법으로 만들어진 모든 부분의 결과를 통합한 후 3D rendering한 결과가 [그림 3]에 있다.[1]

3. 모의 시술과 정합도 측정

3.1 모의 시술 방법

모의 시술을 위해서는 여러 방향에서 영상을 움직이고, 회전시킨 후에 정합도 측정이 가능하여야 한다. 또한 정합도 측정을 위해서는 실제 좌표 정보가 있어야 하는데, OpenGL은 rotation, transition 등의 변환에 있어서 실제 좌표가 변하지 않는다. 그러므로 좌표값이 변할 필요가 없는 단순히 보는 방향을 바꾸는 전체적인 rotation에는 OpenGL의 함수를 사용하고[2], 인공고관절을 삽입하기 위한 rotation과 translation에는 실제 좌표값을 바꿀 수 있도록 행렬 변환을 사용하였다.[3]

이러한 변환을 거친 임의의 상태에서 정합도 측정을 하기 위해서 CT 영상의 slice와 같은 평면에 있는 인공고관절 영상의 slice를 찾는 기능이 필요하다. 본 연구에서는 이러한 기능을 위해 CT 영상의 2차원 평면에 가까운 인공 고관절의 두 점을 각 부분별로 찾은 후 그 두 점을 이용하여 linear interpolation을 하였다.

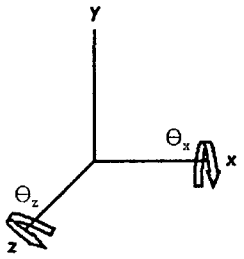
모의 시술에 있어서 주의해야 할 사항은 인공 고관절의 시술 위치와 방향에 대한 것이다. 인공 고관절은 연골 부분의 바깥쪽에 삽입할 수 없다. 따라서 모의시술에서도 연골 내부에서만 이동, 회전이 가능하게 하였다. 그러므로 인공고관절의 slice는 CT 영상의 연골 내부 slice에 항상 속하게 된다. 또한 인공 고관절의 시술은 좌표축에 평행하게만 진행되지는 않는다. 일단 인공 고관절을 삽입할 방향을 찾게 되면, 그 방향으로 삽입되게 되므로, 모의 시술에서도 y축으로 이동시에 회전각을 고려하여 인공 고관절의 stem축의 방향으로 이동되게 하였다.

[그림 4] 인공 고관절의 삽입 방향

이러한 기능들을 이용하여 정합도를 측정하기 위한 몇 가지 방법들을 제시하고자 한다.

3.2 면적의 비교를 통한 정합도 측정

이전의 3차원 모의 시술이 불가능한 경우의 정합도 측정은 스티로폴로 제작한 모형 인공 고관절의 단면을 직접 잘라서 그 면적을 측정함으로써 정합도를 측정하였다.[4] 그러나 본 연구에서는 모의 시술이 가능하므로 간편하게 정합도를 측정할 수 있고, 인공 고관절의 회전각에 따른 정합도를 비교함으로써 적합한 시술 방향과 위치를 찾아낼 수도 있다.



[그림 5] 좌표계와 회전각

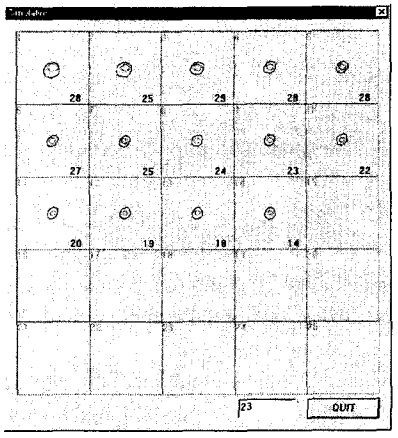
정합도 측정에 있어서 무엇보다도 중요한 것은 면적의 비이다. 따라서 본 논문에서 사용하고자 하는 첫 번째 정합도(F1) 식은 다음과 같다.

$$F1 = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(\frac{A_i}{C_i}\times 100\right)$$

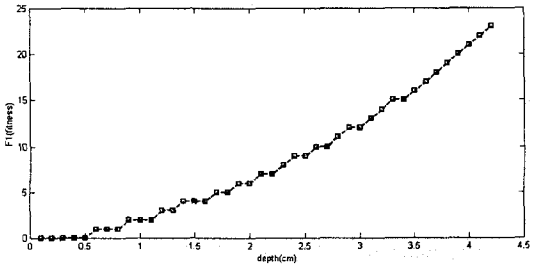
여기에서, A_i는 인공고관절 slice i의 단면적, C_i는 CT(연골 부분) slice i의 단면적이다.

고정된 깊이와 회전각에 대해서 정합도를 측정한 결과가 [그림 6]에 나타나 있다. 여기에서 n=14이며, 각 slice의 단면과 slice별 단면적의 비가 위에 나타나 있고, 에디터 박스에 해당 위치에서의 정합도 값이 나타나 있다.

[그림 7]에는 x축에 대한 회전각 θ_x=-7.5°, z축에 대한 회전각 θ_z=-10.5° 인 상태에서의 삽입 깊이에 따



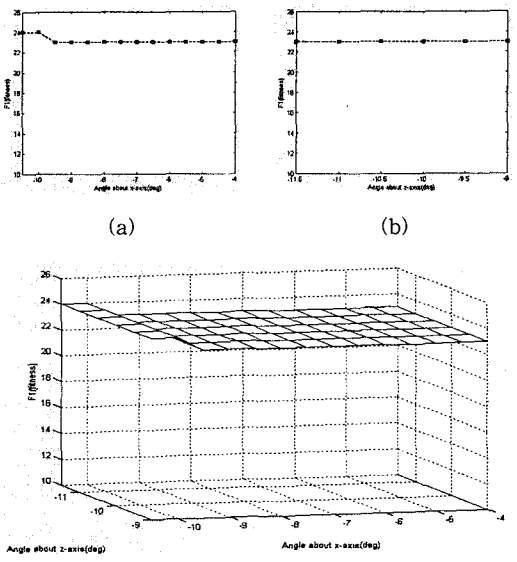
[그림 6] 고정된 위치, 회전각에서의 정합도(F1) 측정결과



[그림 7] 시술 깊이에 따른 정합도(F1) 값의 변화

른 정합도 값의 변화가 나와 있다.

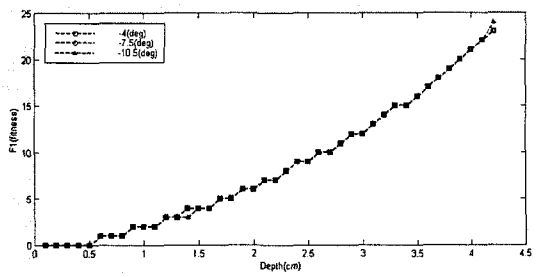
이번에는 적합한 시술 방향을 알아보고자 고정된 위치에서의 회전각의 변화에 따른 정합도 값의 변화를 살펴보았다. [그림 8]은 기준점에서 x축으로 -0.7㎝, y축으로 4.2㎝ 이동한 곳에서의 회전각의 변화에 따른 정합도 값의 그래프이다. 그러나 [그림 8]의 결과와 같이 회전각에 따른 정합도 값의 변화는 거의 없었다. 이는 정합도 측정이 면적의 비만을 이용하여 얻어지므로 위와 같이 작은 각에 대한 차이가 없기 때문이다. 이는 [그림 9]의 회전각과 depth에 대한 정합도 값의 변화에서도 나타난다. 따라서 새로운 방식의 정합도 측정 방식이 필요하였다.



(a) (b)

(c)

[그림 8] 회전각의 변화에 따른 정합도(F1) 값의 변화



[그림 9] x축에 대한 회전각과 depth의 변화에 대한 정합도(F1) 측정 결과

3.3 거리 분산을 적용한 정합도 측정

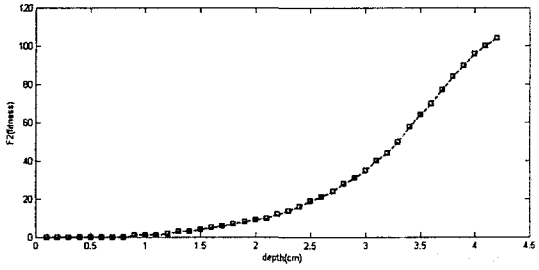
모의 시술에서 적합한 시술 방향을 찾기 위해서는 인공고관절의 CT slice 내에서의 위치를 알 필요가 있다. 이 경우에 인공 고관절이 CT ~~slice~~의 가운데에 놓이는 것이 가장 적합할 것이다. 따라서 그 수치 정도를 거리의 분산 값을 이용하여 적용하였다. 새로운 정합도(F2) 식을 다음과 같이 사용하였다.

$$F2 = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(\frac{A_i}{C_i}\times 100\times\frac{N}{\sum_{j=1}^{N}(d_j-m)}\right)$$

여기에서, N은 CT slice 경계의 modeling에 쓰이는 points의 개수이고, d_j는 그 점들 중 j번째 점과 인공고관절의 경계 사이의 거리, m은 d_j의 평균값이다. 역시 고정된 깊이와 회전각에 대해서 F2를 이용하여 정

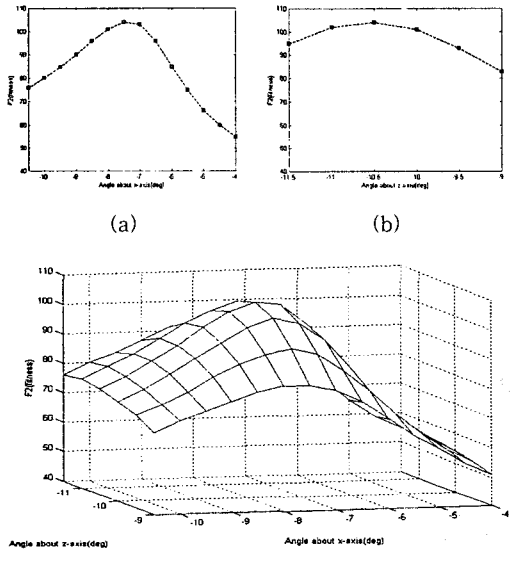
합도를 측정하면 F2 = 104가 된다.

그리고 F1의 경우처럼 x축에 대한 회전각 θ_x=-7.5°, z축에 대한 회전각 θ_z=-10.5°인 상태에서의 삽입 깊이에 따른 정합도 값의 변화가 [그림 10]에 나타나 있다.



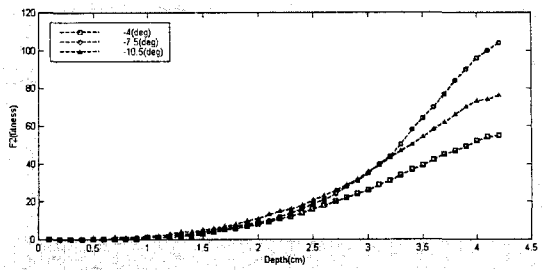
[그림 10] 시술 깊이에 따른 정합도(F2) 값의 변화

마찬가지로, 기준점에서 x축으로 -0.7㎝, y축으로 4.2㎝ 이동한 곳에서의 회전각의 변화에 따른 정합도 값의 그래프가 [그림 11]에 나타나 있다.



[그림 11] 회전각의 변화에 따른 정합도(F2) 값의 변화

F1과는 달리 정합도의 변화가 뚜렷이 나타나는 것을 볼 수 있다. 이는 [그림 12]의 회전각과 depth에 대한 정합도 값의 변화에서도 나타난다.



[그림 12] x축에 대한 회전각과 depth의 변화에 대한 정합도(F2) 측정 결과

4. 결론

본 논문에서는 인공 고관절의 3차원 모의 시술을 위한 인공고관절과 CT 3D 영상화와 정합도 측정에 대해서 살펴보았다. 본 연구 결과는 인공고관절 시술에 있어서 정합도 측정을 통하여 가장 적합한 인공고관절을 선택하고 아울러 최적의 시술 방향과 깊이를 찾기 위한 모의 시술 시스템에 적용할 수 있을 것이다.

향후 연구 방향으로는 사용자가 더욱 편리하게 사용할 수 있고 또한 실제 시술에 가까운 느낌을 줄 수 있는 시스템 개발과 본 논문에 소개된 2가지 방법 외에 정합도를 더 정확하게 표현할 수 있는 새로운 측정 알고리즘의 개발이 필요할 것이다.

참고문헌

[1] 김용호, 김중규, "PC 기반의 인공고관절 모의시술 시스템 개발에 관한 연구", 신호처리합동학술대회, Vol. 12, No. 1, pp.275~278, 1999

[2] Richard S. Wright Jr. and Michael Sweet, "OpenGL Superbible", Waite Group Press, 1996

[3] James D. Foley, Andries van Dam, Steven K. Feiner, John F. Hughes, and Richard L. Phillips, "Introduction to Computer Graphics", Addison-Wesley Publishing Company, 1990

[4] S. Imura, N. Akamatsu, H. Azuma, K, Sawai, and S. Tanaka, "Hip Biomechanics", Springer-Verlag, pp.129~137, 1993

[5] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, "Digital Image Processing", Addison-Wesley Publishing Company, 1992

[6] Donald Hearn and M. Pauline Baker, "Computer Graphics", Prentice-Hall, 1986