

<원저>

스티칭 기법을 이용한 대퇴골 방사선검사 시 확대 표식자 위치 및 스티칭 범위가 영상에 미치는 영향

홍성우·주영철·김승혁·고예원·김종석

삼성서울병원 영상의학과

The Effect of the Position Change of the Magnification Marker and the Stitching Range on the Image in the Examination of the Femur Radiography Using Stitching Technique

Seong-Woo Hong·Young-Cheol Joo·Sheung-Hyuk Kim·Ye-Weon Go·Jong-Suk Kim

Department of Radiology, Samsung Medical Center

Abstract In this study, we would like to examine the effect of the location of the magnification marker and the change in the stitching range on the magnification marker and the expansion of the anatomical structure in the examination of femoral stitching radiation using the stitching technique, and to find out the usability of the femoral stitching radiation examination in the preoperative examination for THRA. The measured values measured by 5 researchers were summed and presented through descriptive statistics. When the position of the magnification marker was changed, the average value of the measured value was in the range of 113.54 to 113.90 mm. The anatomical structures of the femur were measured in the range of 57.24 to 57.78 mm, 27.20 to 27.56 mm, and 70.11 to 70.81 mm, respectively. This showed a similar deviation from the expansion rate of previous related papers using markers. Therefore, it is considered that femoral stitching X-ray examination using magnification markers can be used for preoperative examination for THRA.

Key Words: THRA, Magnification Marker, Stitching Method, Femur Radiography, Magnification Ratio

중심 단어: 인공 고관절 전치환술, 확대표식자, 스티칭 기법, 대퇴골 방사선검사, 영상 확대율

I. 서 론

고관절(hip joint)은 골반골(pelvic bone)과 대퇴골(femur)이 만나는 부위로, 골반의 외측과 대퇴골두(femoral neck)가 이루는 구와 관절(ball and socket joint)형태이며, 다양한 방향으로 관절 운동이 가능한 관절이다. 이러한 고관절이 관절염이나 이형성증, 외상 또는 감염 후유증 등의 원인으로 인해 고관절이 제 기능을 못하고 통증을 유발하게 되면, 손상 또는 파괴된 고관절의 일부분을 제거 후 보철 임플란트로 대체하여 관절의 운동 기능을 회복시키고, 통증을 완화시키는 수술을 시행하는데, 이를 인공 고관절 치환술(total hip replacement arthroplasty; THRA)이라 한다[1].

THRA의 성공적인 수술을 위해 일반 방사선검사, 컴퓨터단층촬영(computed tomography; CT), 자기공명영상(magnetic resonance image; MRI) 등 여러 영상의학검사가 시행된다. 이 중 방사선 검사는 다른 영상의학검사에 비해 다양한 자세에서 고관절의 모습을 검사할 수 있고, 비용적으로 저렴하다. 특히, 하나의 영상에 고관절과 근위 대퇴골을 묘사할 수 있고, 수술 전 보철 임플란트 대체의 정확한 가늠을 위한 확대 표식자(magnification marker; marker)를 이용하여 임플란트의 위치와 크기를 결정하는데 방사선 검사 영상은 매우 유용하게 이용된다[2]. 하지만 근위부 대퇴골 골절 및 고관절 질환을 동반한 대퇴골 골절 등의 경우 대퇴골 전체를 하나의 영상으로 검출기(detector)에 묘사하기에는

Corresponding author: Young-Cheol Joo, Department of Radiology, Samsung Medical Center, 81, Irwon-Ro, Gangnam-gu, Seoul, 06351, Republic of Korea / Tel: +82-2-3410-2535 / E-mail : skulljoo@naver.com

Received 14 October 2020; Revised 28 October 2020; Accepted 28 October 2020

Copyright ©2020 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

물리적 한계로 인해 어려움이 있다.

현재 의료기관에서 사용되고 있는 방사선검사 장비는 빠르게 디지털 방사선 방식(digital radiographic system; DR system)으로 변화되고 있으며, 다양한 디지털 영상 기술과 방사선 검사장비의 융합은 필름/스크린 방식(film/screen system; F/S system)과 컴퓨터 방사선 방식(computed radiographic system; CR system)에서는 불가능했던, 여러 개의 영상을 마치 하나의 영상처럼 합치는 방식까지 발전하였으며, 이러한 방식을 스티칭 기법(stitching method)이라고 한다. 스티칭 기법은 주로 하나의 영상수용체로 묘사가 어려운 긴 뼈 및 척추 전체를 관찰하거나, 상·하지의 전반적인 기계적 축(mechanical axis) 관찰 시 이용된다[3]. 대퇴골은 인체에서 가장 긴 뼈이며, 대퇴골 방사선검사 시 위로는 고관절부터 아래로는 슬관절까지 포함하여 검사를 진행한다. 그러나 검출기의 물리적 한계로 인해 하나의 영상으로 나타내는데 한계가 있어 스티칭 기법이 최적의 검사 방법으로 떠오르고 있다. 스티칭 기법은 주로 X선 튜브가 하나의 축을 중심으로 각도를 변화시켜 영상 획득 후 영상을 합치는 방식(튜브회전방식)과 X선 튜브와 검출기가 동시에 이동하며 영상 획득 후 영상을 합치는 방식(스캔방식)이 사용된다. 이 방식은 빠른 검사를 진행할 수 있는 장점이 있으나, X선의 기하학적 특성에 의해 중심에서 멀리 있는 부분은 왜곡이 발생할 수 있다. 특히, 검사 부위가 넓은 경우 튜브의 각도 변화는 증가하게 되고, 이러한 각도 변화는 겹침 부분의 왜곡이나 완성된 영상의 상단과 하단 부분에 기하학적 왜곡이 동반될 수 있다.

이와 같은 이유로 임상에서는 영상의 왜곡이 진단 및 수술에 큰 영향을 미치는 경우에는 이 기법의 사용을 자제하고 있으며, 수술 시 marker를 이용하여 임플란트의 크기와 종류를 결정하는 THRA의 경우에는 스티칭 기법의 적용을 지양하고 있는 것이 현실이다.

이에 본 연구에서는 스티칭 기법을 이용한 대퇴골 방사선 검사 시 marker의 위치와 스티칭 범위 변화가 대퇴골의 해부학적 구조물 확대에 미치는 영향을 알아보고, THRA를 위한 수술 전 검사에서 스티칭 기법을 이용한 대퇴골 방사선 검사의 활용 가능성에 대해 알아보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 실험대상

본 연구는 whole body phantom PBU-50(PH-2, KYOTO KAGAKU, JAPAN)의 right leg/foot phantom을 대상으로 하였

고, 진단용방사선발생장치는 GC85A(Samsung electronics, KOREA)를 사용하였다. marker는 본원에서 자체 제작하여 사용중인 것을 이용하였으며, marker의 길이는 10 cm이다. 영상 측정은 Centricity RA1000(General Electronic, USA) 의료영상저장전송시스템(picture archiving and communication system; PACS)으로 진행하였다.

2. 실험 방법

1) 영상획득방법

phantom은 테이블에 고정시키고 200 cm 납자를 phantom 옆에 고정시켰다[Fig. 1(a)].

X선 조사 조건은 대퇴골 근위부는 68 kVp, 160 mA, 50 msec, 원위부는 66 kVp, 160 mA, 20 msec로 조사하였으며, 초점-영상 수용체 간 거리(source to image receptor distance; SID)는 110 cm를 적용하였다. 영상 획득 범위는 대퇴골 두 최상단에서 원위 대퇴부 양측 과(lateral and medial condyle of distal femur)가 포함되게 설정하였으며, 두 지점의 총 길이는 47.82 cm이었고, 23.91 cm를 phantom의 중앙으로 설정하였다[Fig. 1(b)].

(1) marker 위치 변화에 따른 영상획득방법

phantom의 중앙과 납자 40 cm 지점이 일치되게 납자를 위치시켰다. marker의 중심과 납자의 40 cm 지점을 기준으로 marker의 중심을 대퇴골 근위부 방향으로 5 cm씩 이동(40, 45, 50, 55, 60 cm)하여 총 5개의 스티칭 영상을 획득하였다.

(2) 스티칭 범위 변화에 따른 영상획득방법

phantom의 중앙과 납자 40 cm 지점이 일치된 상태를 튜브 회전각도 0°로 설정하였다. 이 기준을 중심으로 상·하로 1°씩 변경하여 총 6°까지 변경시키며 총 7개의 영상을 획득하였다. 장비의 특성상 스티칭 각도가 1° 변화 시 스티칭 범위는 상·하 2 cm(총 4cm)가 증가하였으며, 이에 따른 스티칭 범위의 50.5~74 cm까지 변화하였다.

2) 영상측정방법

방사선사 5명(임상경력 15년 이상 1명, 10년 이상 1명, 1년 이상 3명)이 사전 훈련 후 서로의 측정치에 영향을 주지 않도록 다른 시간과 장소에서 1주간 5회 측정하였다.

(1) marker 위치 변화 별 영상에 대한 측정 방법

marker의 위치 변화에 따라 획득한 5개 영상에 대한 측

정 방법은 marker의 양쪽 끝부분의 전체 길이를 측정하였다[Fig. 1(c)].

(2) 스티칭 범위 변화 별 영상에 대한 측정 방법

스티칭 범위 변화에 따른 영상의 변화 관찰을 위해 본 연구에서는 3가지의 지표를 이용하였으며, 그 정의는 아래와 같다[Fig. 1(c)].

① 전자간선(intertrochanteric line; ITL): 대전자(greater trochanter)와 소전자(lesser trochanter)를 잇는 가상의 전자 사이의 선

② 대퇴골체 횡경선(femur body cross line; FBL): phantom 전체 길이의 중심 부분에서의 대퇴골의 횡축 길이

③ 원위대퇴골과간선(distal femur intercondylar line; DFIL): 원위대퇴골의 슬개골 상부(apex of patella)높이에서 내·외측 과(condyle)사이의 가상의 선

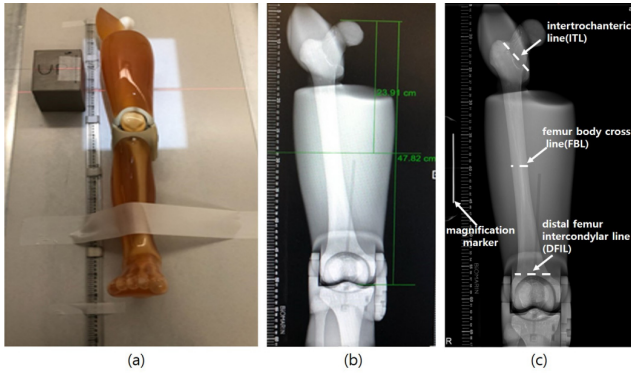


Fig. 1. Method of acquisition in femoral stitching X-ray images (a) shows put the ruler was fixed next to the Phantom to determine the exact position change. (b) shows measurement the length of the femur and obtain the medial value. (c) shows method of measurement in X-ray images, ITL is an imaginary line connecting the greater trochanter and lesser trochanter, FBL is the length of the transverse axis of the femur in the central part of its full length, DFIL is an imaginary line between the medial and lateral condyles at the height of the apex of patella of the distal femur.

3) 자료분석방법

본 연구에서는 5명의 연구자가 측정한 측정치를 합하여 기술통계를 통해 제시하였으며, 측정치에 대한 측정자간 신뢰도는 급내상관계수(intraclass correlation, ICC)를 통해 분석하였다. ICC 0.00~0.39는 불량, 0.40~0.74는 보통, 0.75~1.00을 우수로 정의하였다.

통계프로그램은 SPSS(version 22.0, SPSS, Chicago, IL, USA)를 이용했다.

III. 결 과

1. marker 위치 변화에 따른 영상 분석

동일한 스티칭 범위에서 marker의 위치 변화에 따른 영상에서 측정 결과는 marker의 중앙과 대퇴골의 중앙이 일치하는 경우(center)에는 113.34 mm이었으며, 5~20 cm까지 이동시키며 측정한 측정치의 평균값은 113.54~113.90 mm의 범위로 나타났고, 측정자간 신뢰도 분석 결과는 .845이었다(Table 1).

2. 스티칭 범위 변화에 따른 영상 분석

스티칭 범위 증가에 따른 대퇴골의 해부학적 구조의 크기 변화에 관한 결과는 다음과 같다.

ITL의 길이는 57.24~57.78 mm의 범위로 나타났으며, FBL의 길이는 27.20~27.56 mm이었으며, 슬개골 상부 높이에서 DFIL의 길이 70.11~70.81 mm의 범위로 측정되었다.

각 각의 측정치에 대한 측정자간 신뢰도는 ITL의 길이의 경우 .679, FBL에서는 .943이었으며, DFIL의 신뢰도는 .387로 나타났다(Table 2).

Table 1. Result of marker size variation according to marker position changing

location of marker*(cm)	n	marker size(mm)			ICC**
		mean±SD	min	max	
Center	15	113.34±0.60	112.3	114.2	.845
5		113.54±0.37	112.8	114.1	
10		113.66±0.41	113.0	114.4	
15		113.41±0.48	112.4	114.1	
20		113.90±0.48	113.4	114.8	

* Center is the case where the center of the marker and the center of the femur coincide, and each cm is the distance from the center of the femur to the center of the marker moved in the direction of the femur head.

** ICC mean interclass correlation, and ICC 0.00~0.39 is defined as poor, 0.40~0.74 as normal, and 0.75~1.00 as excellent.

Table 2. The result of the size change of the femur anatomy according to the variation of stitching range

location of measurement	range of stitching	n	measurement distance in each range(mm)			ICC
			mean±SD	min	max	
ITL	50.5	15	57.78±0.42	57.30	58.50	.679
	54.5		57.52±0.23	57.10	57.90	
	58.5		57.70±0.50	57.20	58.60	
	62.5		57.78±0.34	57.30	58.30	
	66.5		57.47±0.22	57.10	58.00	
	70.5		57.58±0.20	57.10	57.90	
	74.5		57.24±0.36	56.40	57.80	
FBL	50.5	15	27.56±0.41	26.90	28.20	.943
	54.5		27.42±0.49	26.60	28.10	
	58.5		27.37±0.75	26.20	28.30	
	62.5		27.56±0.60	26.60	28.30	
	66.5		27.38±0.63	26.00	28.10	
	70.5		27.20±0.70	25.50	28.10	
	74.5		27.42±0.43	26.60	28.10	
DFIL	50.5	15	70.46±0.37	70.10	71.10	.387
	54.5		70.26±0.28	69.70	70.60	
	58.5		70.17±0.27	69.80	70.70	
	62.5		70.41±0.34	69.40	70.70	
	66.5		70.11±0.87	67.30	70.70	
	70.5		70.13±0.79	67.70	70.90	
	74.5		70.81±0.71	69.70	72.10	

* ITL is an imaginary line connecting the greater trochanter and lesser trochanter, FBL is the length of the transverse axis of the femur in the central part of its full length, DFIL is an imaginary line between the medial and lateral condyles at the height of the apex of patella of the distal femur.

IV. 고찰

과거 30여년간 THRA의 비약적인 발전으로 통증에서 해방 또는 경감된 생활을 영위하는 것이 가능해졌으며, 운동 범위의 향상과 양측 다리 길이의 불균형이 있는 경우 THRA를 시행하면 어느 정도의 교정도 가능하다. 기존의 선행 연구에 따르면 THRA 수술 전 측정된 하지 길이 변화 예측치는 평균 9 mm였고, 수술 후 측정된 하지 길이 변화 측정치는 평균 14 mm로 차이가 있다. 이와 같은 수술 전 예측 치와 수술 후 하지 길이 측정 치의 차이는 여러가지 요인에 의해 영향을 받을 수 있다. THRA 시 가장 기본적으로 시행되는 방사선 검사는 수술 전 영상의 확대와 왜곡 정도, 조사선의 중심, 고관절의 정확한 위치 등이 적절히 고려되어야 하며 [4], 방사선 검사에서 영상의 확대나 왜곡의 정도를 정확히 계산하기 위한 노력은 꾸준히 진행되어 왔다. K. S. Conn 등은 대전자(greater trochanter)위에 동전 표식자를 사용했을 시 대퇴골 구성 요소들의 크기 정확도가 크게 향상된

다고 보고하였으며[5], S. Wimsey 등의 연구에서는 환자의 허벅지 사이의 높은 부위에 동전 marker를 사용하여 평균 배율 오차 1.1%의 결과값을 제시하였고[6], Bertram 등은 고관절의 관상면에 공 모양의 marker를 사용하여 1.1%의 배율 오차 결과를 발표하였다[7]. 위와 같은 연구들의 공통된 목표는 성공적인 THRA를 위한 고관절 방사선 검사의 배율을 측정함으로써 영상의 확대와 왜곡의 정도를 정량적으로 참고하기 위함이다. 하지만 marker들을 사용함에 있어 검사자의 숙련도, 작업환경 등에 의해 marker의 위치가 정확하지 않은 경우 외과 의사의 판단에 오류가 발생할 수 있어 marker를 이용한 검사 시 주의가 필요하다. 최근에는 이러한 단점을 보완하기 위해 marker를 환자의 검사 부위에 앞·뒤로 중복으로 사용하여 확대율을 구하는 이중 표식자를 사용한 검사법 등이 제시되기도 하였다[8].

본 연구에서는 임상에서 많이 이용하고 있는 단일 marker 방법을 이용하였다. 스티칭 범위를 고정시킨 후 marker를 이동시켰을 경우, 중심(113.34 mm)에서 고관절 방향으로 5~20

cm까지 이동시켜 측정된 측정치의 평균값은 113.54~113.90 mm의 범위로 나타났다. 이는 수치상의 약간의 차이는 있으나, 그 차가 오차범위 내에 있는 수치라고 사료되며, 따라서 스티칭 방법을 이용한 검사 시 marker의 위치가 marker의 확대율에 미치는 영향은 매우 미비하다고 생각된다.

marker 위치를 고정시킨 후 스티칭 범위를 변화시켰을 때 해부학적 구조의 확대 변화에 대한 연구 결과 ITL은 57.24~57.78 mm의 범위로 나타났으며, FBL은 27.20~27.56 mm, DFIL은 70.11~70.81 mm의 범위로 측정되었다. 본 결과에서 스티칭의 최대 범위는 74 cm로 설정하였다. 이 길이는 인간의 대퇴골 평균 길이를 넘어서는 범위이다. 이처럼 길이를 최대로 가정하였음에도 불구하고, 해부학적 구조물의 확대 정도는 오차범위 내에서 확대되는 것을 알 수 있었으며, 약 6° 정도의 X선과 이동을 통한 스티칭 영상에서는 영상 확대에 큰 영향을 미치지 않는다는 결과를 얻을 수 있었다.

본 연구를 통해 스티칭 기법을 적용하여 marker를 이용한 대퇴골 방사선검사 시 marker의 위치 및 일반적인 대퇴골 길이를 가진 환자 검사 시 스티칭 범위 변화에 따른 확대율은 오차범위 내에서 발생함을 알 수 있었으며, marker를 이용한 선행된 관련 논문들과의 확대율과 유사한 편차를 보였다. 하지만 영상의 통일성을 위해 marker의 위치는 항상 동일한 부위에 위치시켜 검사하는 것이 외과의사에게 검사 방법 및 검사 영상에 대한 신뢰도 향상을 위해 도움이 될 것으로 생각된다.

본 연구를 통해 기존에 marker를 사용하는 경우 스티칭 기법을 사용하면 marker의 확대율이 달라질 것이라는 인식의 전환을 가져올 수 있는 계기를 마련할 수 있었다. 하지만, 본 연구에서는 한 업체의 장비만을 사용하였고, 다양한 대퇴부 두께를 가진 환자가 아닌 팬텀을 대상으로 했다는 제한점이 있다. 추후 실제 환자를 대상으로 한 연구 및 대퇴골 측면 영상에서의 해부학적 구조물의 확대 변화에 대한 추가적인 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 스티칭 기법을 이용한 대퇴골 방사선검사 시 marker의 위치 변화와 스티칭 범위가 marker와 대퇴골의 해부학적 구조물들의 확대율에 미치는 영향을 알아보아 THRA를 위한 스티칭 대퇴골 방사선검사가 임상적으로 사용 가능한지에 대해 알아보고자 진행하였다. 연구 결과, 스티칭 기법을 이용하는 경우 marker의 위치와 스티칭 범위

는 marker와 해부학적 구조의 확대율에 미치는 영향은 매우 미비하여, marker를 사용하는 대퇴골 방사선검사 시 스티칭 방법을 이용하는 것은 임상적으로 유용할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] GANGNAMSEVERANCEHOSPITAL. from: https://gseverance.com/dept_clinic/treatment/view.asp?con_no=21325
- [2] Sung YB. Preoperative planning for revision hip arthroplasty. *The Journal of the Korean Hip Society*. 2010 Dec;22(4):247-52.
- [3] Joo YC, Lim CH, You IG, Jung HR, Lee SH. Adequacy of source to image receptor distance with chest posterior-anterior projection in digital radiology system. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016 Jun;39(2):135-42.
- [4] Won CH, Kang HJ. Leg length changes in total hip arthroplasty: Differences between preoperative prediction and postoperative measurement. *Journal of College of Medicine Chungbuk National University*. 1994;14(2):27-35.
- [5] Conn KS, Clarke MT, Hallett JP. A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2002 Mar;84-B(2):269-72.
- [6] Wimsey S, Pickard R, Shaw G. Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2006 Nov;88-B(11):1508-12.
- [7] The B, Kootstra JWJ, Hosman AH, Verdonschot N, Gerritsma CLE, Diercks, RL. Comparison of techniques for correction of magnification of pelvic X-rays for hip surgery planning. *Journal of Digital Imaging*. 2006 Dec;27:329-35.
- [8] King RJ, Makrides P, Gill JA, Karthikeyan S, Krikler SJ, Griffin DR. A novel method of accurately calculating the radiological magnification of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2009 Sep;91-B(9):1217-22.
- [9] Hornová J, Růžička P, Hrubina M, Štátný E,

- Košková A, Fulín P, et al. Magnification of digital hip radiographs differs between clinical workplaces. Czech Health Research Council, Project. 2017 Nov; 15-31269A.
- [10] Micheal J, Tamara C, Krishna R, Joshua TC, Cristina MK, Mohammad H, et al. Inaccuracies in the use of magnification markers in digital hip radiographs. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2016 Jan;474:1812-7.
- [11] Gamble P, De Beer J, Petruccelli D, Winemaker M. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2010 Jun;25(4):529-32.
- [12] Gooßena A, Pralowb T, Grigata RR. Automatic stitching of digital radiographies using image interpretation. *Medical Image Understanding and Analysis 2008. Proceedings of the Twelfth Annual Conference, University of Dundee; 2008.*
- [13] Heep H, Xu X, L chteken C, Wedemeyer C. A simple and convenient method guide to determine the magnification of digital X-rays for preoperative planning in total hip arthroplasty. *Orthopedic Reviews*. 2012 Jan;4(1):e12.

구분	성명	소속	직위
제1저자	홍성우	삼성서울병원	방사선사
교신저자	주영철	삼성서울병원	방사선사
공동저자	김승혁	삼성서울병원	방사선사
공동저자	고예원	삼성서울병원	방사선사
공동저자	김종석	삼성서울병원	방사선사