

ĐÁNH GIÁ TRÊN CẮT LỚP VI TÍNH SAU MỔ THAY TOÀN BỘ KHỚP GỐI CÓ SỬ DỤNG TRỢ CỤ CÁ THỂ HOÁ

Võ Sỹ Quyền Năng^{1,2}, Phạm Trung Hiếu^{1,2}, Vũ Tú Nam^{1,2}, Trần Trung Dũng^{2,3}
Phan Thanh Tùng² và Dương Đình Toàn^{1,✉}

¹Trường Đại học Y Hà Nội

²Hệ thống Y tế Vinmec

³Trường Đại học VinUniversity

Trong phẫu thuật thay khớp gối toàn phần, sử dụng trợ cụ cá thể hoá (PSI: Patient-specific instrument) có thể giúp cải thiện độ chính xác của vị trí đặt khớp nhân tạo. Nghiên cứu này nhằm đánh giá kết quả ứng dụng PSI bằng phim cắt lớp vi tính 3D sau mổ. Nghiên cứu tiến cứu thực hiện trên 18 người bệnh thoái hoá khớp gối được chụp cắt lớp vi tính trước mổ để lập kế hoạch và in 3D trợ cụ, chụp cắt lớp vi tính sau mổ để đánh giá vị trí khớp nhân tạo. PSI được thiết kế bằng phần mềm MIMICS và được in bằng hệ thống máy in 3D resin. Thời gian chuẩn bị PSI trung bình 3 ngày. Kết quả sau mổ 100% người bệnh sử dụng cỡ khớp tương ứng với bước lập kế hoạch mổ. Trục đùi - chày sau mổ đạt $1,2^\circ \pm 1,7^\circ$. Độ chênh lệch xoay cấu phần đùi và chày đạt $0,5^\circ \pm 1,6^\circ$. Kết quả đánh giá trên cắt lớp vi tính cho thấy PSI có hiệu quả nâng cao độ chính xác của vị trí khớp, đặc biệt trong việc kiểm soát độ xoay của các cấu phần nhân tạo.

Từ khóa: Thoái hoá khớp gối, thay khớp gối, cá thể hoá, cắt lớp vi tính 3D, in 3D.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Trong phẫu thuật thay khớp gối toàn phần (KGTP), việc đặt không chính xác vị trí khớp nhân tạo có thể dẫn tới thay đổi về trục cơ học của chi dưới, từ đó ảnh hưởng đến chức năng sau mổ như gây đau kéo dài hoặc giảm tuổi thọ khớp nhân tạo.^{1,2} Một số phương tiện đã được báo cáo có thể hỗ trợ cải thiện độ chính xác của vị trí khớp nhân tạo như: hệ thống định vị trong mổ (navigation), sử dụng rô bốt hay trợ cụ thiết kế theo cá thể. Dù là phương tiện nào thì cũng đều sử dụng các thông số giải phẫu của người bệnh để phẫu thuật, bởi rất nhiều báo cáo đã khẳng định việc lựa chọn thường quy các thông số cho tất cả người bệnh thay vì sử dụng các thông số theo cá thể có thể dẫn tới không phục hồi được trục cơ học chi dưới.³ Tuy nhiên, việc

tính toán các thông số trước mổ cũng như sau mổ không thể chỉ dựa vào X-quang thường quy mà cần được tiến hành trên các phương tiện hình ảnh khác như X-quang toàn trực, cộng hưởng từ hoặc cắt lớp vi tính (CLVT). Trong đó, CLVT toàn trực chi dưới là phương tiện hỗ trợ lập kế hoạch trước mổ cũng như đánh giá vị trí khớp nhân tạo sau mổ hiệu quả nhất.^{4,5}

Trợ cụ cá thể hoá (PSI) là các trợ cụ được thiết kế và in 3D dựa trên bước lập kế hoạch mổ từ các thông số trên cắt lớp vi tính hoặc cộng hưởng từ của người bệnh. Phẫu thuật viên sẽ dựa vào PSI để đặt các khay cắt xương trong mổ như mong muốn, từ đó có thể giúp cải thiện độ chính xác vị trí đặt khớp nhân tạo. PSI đặc biệt có ý nghĩa trong các trường hợp biến dạng xương nhiều không đặt được nòng nội tuỷ. Tại Việt Nam, hiện chưa có nghiên cứu nào về ứng dụng PSI trong phẫu thuật thay khớp gối. Do đó chúng tôi tiến hành nghiên cứu này với mục tiêu đánh giá kết quả trên

Tác giả liên hệ: Dương Đình Toàn

Trường Đại học Y Hà Nội

Email: duongdinhtoan@hmu.edu.vn

Ngày nhận: 25/10/2022

Ngày được chấp nhận: 06/11/2022

cắt lớp vi tính 3D sau mổ của người bệnh thay khớp gối toàn phần tại hệ thống bệnh viện đa khoa quốc tế Vinmec.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP

1. Đối tượng

Nghiên cứu tiến cứu trên 18 người bệnh được phẫu thuật thay KGTP do thoái hoá khớp gối, sử dụng trợ cụ thiết kế theo cá thể, có chụp phim cắt lớp vi tính toàn trục chi dưới trước và sau mổ tại Trung tâm Chấn thương chỉnh hình và Y học thể thao - Hệ thống y tế Vinmec. Từ tháng 04/2022 đến tháng 09/2022, áp dụng phương pháp chọn mẫu thuận tiện, tất cả người bệnh đạt tiêu chuẩn lựa chọn được đưa vào nghiên cứu. Do thời gian theo dõi lâm sàng còn ngắn nên trong khuôn khổ bài báo này chúng tôi chỉ đánh giá kết quả ban đầu thông qua cắt lớp vi tính sau mổ.

2. Phương pháp

Quy trình nghiên cứu

Người bệnh được chụp cắt lớp vi tính toàn

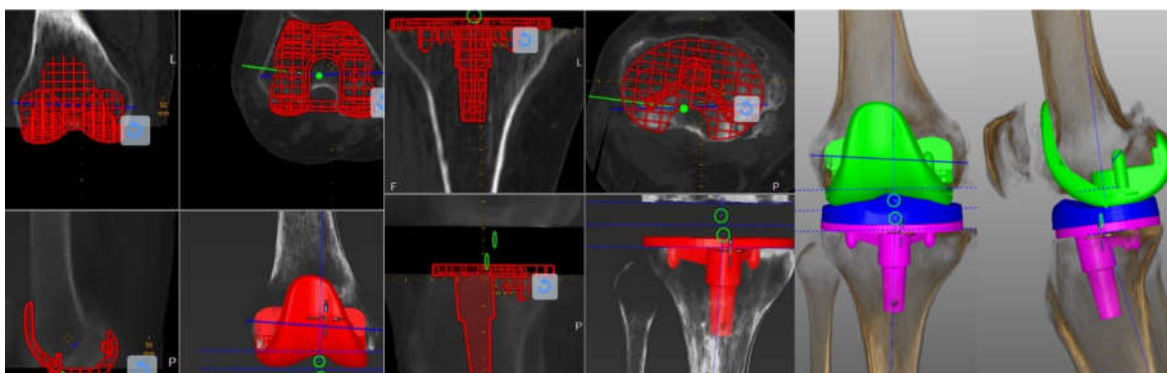
trục chi dưới (từ mào chày đến gót chân), dữ liệu nguyên bản sau khi chụp được xuất ra và lưu trữ định dạng DICOM.

Đo chỉ số trước mổ

Mức độ biến dạng và vẹo trục khớp được đánh giá bằng các chỉ số bao gồm: Góc trục cơ học đùi - chày, độ lệch tâm khớp gối, góc cơ học đầu dưới xương đùi (góc đường khe khớp xương đùi và trục cơ học), góc cơ học đầu trên xương chày (góc đường khe khớp xương chày và trục cơ học).

Lập kế hoạch trước mổ

Sử dụng phần mềm MediCAD (Hectec) để tính toán kích cỡ cho khớp nhân tạo từ dữ liệu DICOM. Với cấu phần đùi ưu tiên phục hồi tối đa offset sau của lồi cầu đùi và không chênh lệch quá 2mm, kích thước chiều trong ngoài nhỏ hơn và gần nhất với kích cỡ theo chiều trong ngoài của xương người bệnh. Với cấu phần chày ưu tiên độ che phủ lên mặt cắt xương đạt tối đa và không vượt quá kích thước xương người bệnh. (Hình 1)



Hình 1. Lập kế hoạch cho kích cỡ khớp gối nhân tạo (Người bệnh trong nghiên cứu)

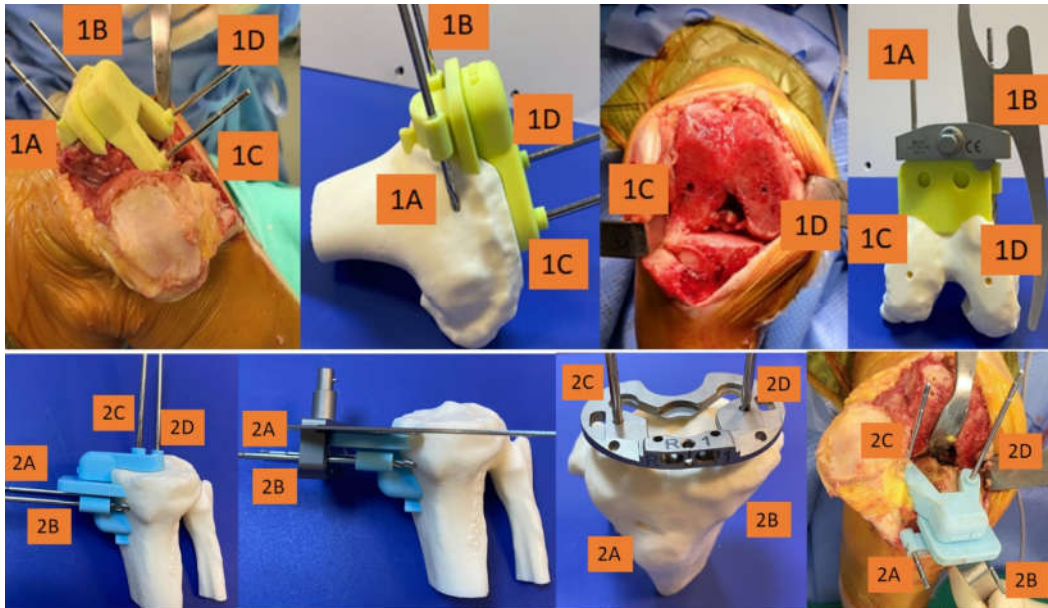
Sử dụng phần mềm Mimic Medical 23 (Materialise - Bỉ), xác định vị trí mặt phẳng lát cắt đầu xa xương đùi vuông góc với trục cơ học xương đùi trên mặt phẳng coronal, vuông góc với trục giải phẫu đầu dưới xương đùi trên mặt phẳng sagittal. Vị trí lát cắt đầu trên xương chày vuông góc với trục cơ học xương chày trên

mặt phẳng coronal, góc SLOPE trên mặt phẳng Sagittal đặt 3°. Độ dày các lát cắt xương theo kích cỡ khớp nhân tạo đã dự kiến. Xác định vị trí đặt khuôn cắt đùi và khuôn cắt chày, độ xoay ngoài của các khuôn cắt xương (các lỗ kim đánh dấu) theo trục liên móm trên lồi cầu đùi phẫu thuật (Surgical TransEpicondylar Axis- sTEA).

Thiết kế và in PSI

Thiết kế mẫu khuôn cắt: Khuôn xương đùi gồm 4 vị trí gắn kim (gọi tên là 1a, 1b và 1c, 1d). Vị trí 1a, 1b để lắp khay cắt đầu xa xương đùi, 1c và 1d để đặt khay cắt 4 lát còn lại. Khuôn

xương chày có 4 vị trí gắn kim (gọi tên là 2a, 2b và 2c, 2d) trong đó 2a và 2b để lắp khay cắt lát đầu trên xương chày; 2c và 2d để lắp khay tạo chân cho cấu phần chày. **(Hình 2)**



Hình 2. Thiết kế PSI và các vị trí kim (Người bệnh trong nghiên cứu).

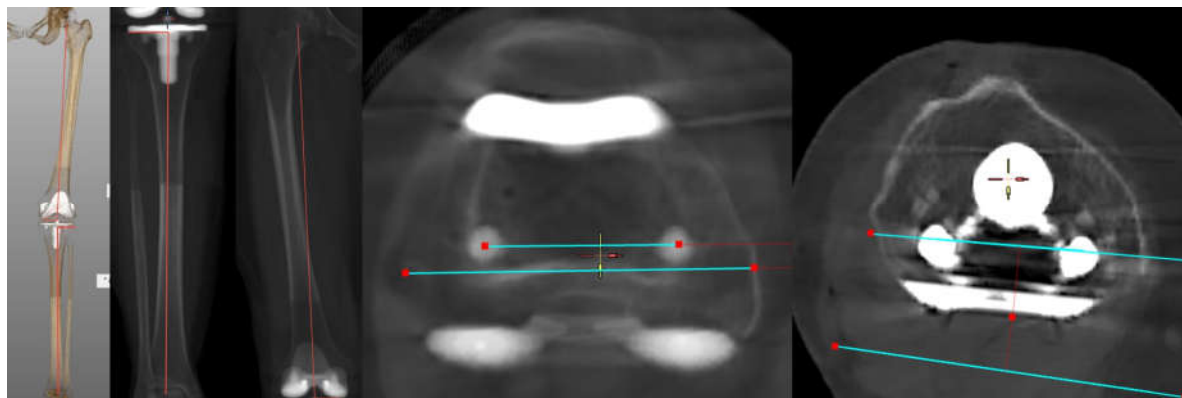
Hàng trên: khuôn cắt đùi. Hàng dưới: khuôn cắt chày

Tiến hành in khuôn bằng máy in 3D, chất liệu in đảm bảo an toàn sinh học tiếp xúc mô trong thời gian ngắn theo tiêu chuẩn ISO 10993. Khuôn được tiệt khuẩn theo quy trình hấp sterrad của Bộ Y tế.

Người bệnh được phẫu thuật thay toàn bộ khớp gối theo kĩ thuật cắt xương chuẩn, các khuôn cá thể hoá được sử dụng để đánh dấu vị

trí đặt khay cắt thay vì sử dụng các bộ thước đo của nhà cung cấp.

Người bệnh được chụp cắt lớp vi tính sau mổ với xung khử nhiễu kim loại; tiến hành đo trực và vị trí các khớp sau mổ bao gồm: đo trục đùi - chày sau mổ, đo độ xoay của cấu phần đùi so với sTEA, đo độ xoay của cấu phần chày so với đường \perp Akagi (Đường Akagi: điểm giữa điểm bám dây chằng chéo sau và bờ trong lồi củ chày), đo góc SLOPE sau mổ. **(Hình 3)**



Hình 3. Đo các chỉ số trên cắt lớp vi tính sau mổ (người bệnh trong nghiên cứu)

Từ trái qua phải: Độ lệch tâm khớp gối, Góc cơ học đầu trên xương chày, Góc cơ học đầu dưới xương đùi, Độ xoay ngoài phần đùi, Độ xoay ngoài phần chày

3. Xử lý số liệu

Sử dụng phần mềm SPSS 16.0 để xử lý số liệu, kiểm định giá trị trung bình trước và sau mổ bằng T-test, có ý nghĩa thống kê với $p < 0,05$.

4. Đạo đức nghiên cứu

Nghiên cứu đã được thông qua bởi Hội đồng đạo đức Trường Đại học Y Hà Nội số

HMUIRB660 và Hội đồng đạo đức Hệ thống y tế Vinmec 45/2022/CN-HĐĐĐ VMEC ngày 26/04/2022.

III. KẾT QUẢ

Nghiên cứu tiến hành trên 18 người bệnh với độ tuổi trung bình $63,0 \pm 12,3$, tỉ lệ nữ giới 83,3%.

Bảng 1. Chỉ số trước mổ trên cắt lớp vi tính

Chỉ số	Trung bình	Biên độ
Góc trục cơ học đùi - chày ($^{\circ}$)	11,7	2,3 $^{\circ}$ - 14,3 $^{\circ}$
Độ lệch tâm khớp gối (mm)	34,7	5- 53
Góc cơ học đầu dưới xương đùi ($^{\circ}$)	87,9	85,1 $^{\circ}$ - 92,4 $^{\circ}$
Góc cơ học đầu trên xương chày ($^{\circ}$)	85,8	83,2 $^{\circ}$ - 89,3 $^{\circ}$

Phần lớn (15/18) người bệnh có biến dạng vẹo trong trước mổ với độ lệch tâm khớp gối > 1 cm. 3/18 người bệnh có độ lệch tâm khớp gối < 1 cm là nhóm người bệnh có bệnh lý viêm khớp dạng thấp.

Bảng 2. Kết quả sau mổ trên cắt lớp vi tính

Chỉ số	Trung bình	Biên độ
Góc trục cơ học đùi - chày ($^{\circ}$)	1,2	0,0 $^{\circ}$ - 3,5 $^{\circ}$
Độ lệch tâm khớp gối (mm)	4.3	0 - 9,3
Góc cơ học đầu dưới xương đùi ($^{\circ}$)	90,1	88,5 $^{\circ}$ - 91,2 $^{\circ}$

Chỉ số	Trung bình	Biên độ
Góc cơ học đầu trên xương chày (°)	89,3	88,4° - 91,7°
Độ xoay ngoài phần đùi so với sTEA (°)	1,04	-0,82° - 1,71°
Độ xoay ngoài phần chày so với đường Akagi (°)	1,14	-1,31° - 2,63°
Chênh lệch độ xoay của phần chày so với phần đùi (°)	0,52	-1,8° - 3,15°
Góc Slope(°)	1,36	0,15° - 4,54°

Tỉ lệ người bệnh có dự kiến cỡ khớp trước mổ phù hợp thực tế là 100%. Trục đùi - chày sau mổ đạt $1,2^\circ \pm 1,7^\circ$. Độ chênh lệch xoay cầu phần đùi và chày đạt $0,5^\circ \pm 1,6^\circ$.

IV. BÀN LUẬN

Vai trò của cốt lớp vi tính trong phẫu thuật thay KGTP

Trong phẫu thuật thay KGTP, cần lựa chọn kích cỡ khớp nhân tạo phù hợp với người bệnh, cỡ quá to hay quá nhỏ đều có thể gây ra các biến chứng trong và sau mổ. Trong nghiên cứu của chúng tôi, 100% người bệnh có dự kiến cỡ khớp trước mổ phù hợp với thực tế. Khi dựng hình trong môi trường 3D, phẫu thuật viên có thể dễ dàng quan sát được các mốc giải phẫu xương, cũng như phân biệt được với các gai xương mà không bị ảnh hưởng bởi phần mềm che khuất, do đó lập kế hoạch chính xác hơn. M.Ettinger so sánh sử dụng hình ảnh 2D và 3D trong lập kế hoạch mổ thay KGTP.⁵ Kết quả cho thấy với hình ảnh 3D dự kiến chính xác kích cỡ 100%, hình ảnh 2D chính xác hoàn toàn kích cỡ đạt nhất 56% cho cấu phần đùi và 64% cho cấu phần chày, trong khoảng chênh lệch trên dưới một cỡ đạt chính xác 97 - 98%. Nguyên nhân là do sai lệch từ trợ cụ tham chiếu kích thước cũng như trên phim X-quang không thể đánh giá được độ xoay của các cấu phần khớp nhân tạo. Đây cũng là lí do khiến tác giả McGrory đưa ra khuyến cáo nên sử dụng hình ảnh 3D để lập kế hoạch mổ, đặc biệt trong các trường hợp biến dạng chi phức tạp.⁶

Cốt lớp vi tính ngày càng được ứng dụng rộng rãi trong phẫu thuật thay KGTP trên thế giới. Hình ảnh từ CLVT giúp đánh giá chính xác vị trí khớp nhân tạo sau mổ, có thể giải thích một số tình trạng đau “không rõ nguyên nhân” trên phim X-quang thường quy đạt tiêu chuẩn thường gặp trước đây. M.Pietsch báo cáo CLVT là phương tiện tốt nhất để đánh giá độ xoay của lồi cầu đùi và mâm chày.⁷ Stuart W.Bell đã nghiên cứu trên nhóm 56 người bệnh đau sau mổ dù hình ảnh X-quang thường quy là đạt tiêu chuẩn thì khi kiểm tra lại bằng CLVT nhận thấy có 23 khớp đặt sai độ xoay của cấu phần chày, 16 khớp có đặt sai độ xoay của cấu phần đùi.⁸

Trợ cụ phẫu thuật thiết kế riêng

Phương pháp sử dụng PSI đặc biệt có ý nghĩa trong các trường hợp biến dạng nặng ở vị trí trục xương đùi, xương chày, khi đó sử dụng các trợ cụ cốt xương truyền thống sẽ gặp nhiều khó khăn. Một số tác giả cho rằng việc sử dụng trợ cụ thiết kế riêng có thể giúp làm giảm nguy cơ mất máu và tắc mạch mỡ do không khoan nòng nội tuỷ.⁹

Bản chất của khuôn cắt in 3D chính là cá thể hoá việc cắt xương ở những người bệnh khác nhau dựa trên các thông số giải phẫu trước mổ trên chẩn đoán hình ảnh. Các báo cáo cho thấy các khuôn cắt này cần 1 - 3 tuần để hoàn thiện cho cuộc phẫu thuật. Tuy nhiên, thời gian kéo dài này là do các phẫu thuật viên thường cần đặt bộ trợ cụ của các nhà cung cấp lớn chứ không tự chế tạo. Trong nghiên cứu của chúng

tôi, việc hoàn thiện khuôn cắt chỉ mất trung bình 3 ngày, sớm nhất là 2 ngày.

Đã có khá nhiều nghiên cứu về PSI, kết quả cho thấy về mặt độ chính xác khi đặt vị trí khớp gối nhân tạo để phục hồi lại trục cơ học là tương đương với sử dụng Robot hoặc Navigation mà thời gian phẫu thuật lại ngắn hơn. Trong nghiên cứu của chúng tôi, việc sử dụng PSI giúp kết quả phục hồi trục cơ học rất khả quan là đạt $1,2^\circ \pm 1,7^\circ$ so với trung bình trước mổ là $11,7^\circ \pm 4,2^\circ$ ($p < 0,05$ T-test).

Ngoài vấn đề trục cơ học ra, thì một vấn đề rất quan trọng khác đó là việc kiểm soát độ xoay của các cấu phần khớp nhân tạo bao gồm độ xoay của cấu phần đùi, độ xoay cấu phần chày và sự chênh lệch độ xoay 2 cấu phần. Độ xoay ảnh hưởng tới độ bền của lớp đệm và chuyển động tại khớp chèn đùi. Hầu hết, các phẫu thuật viên hiện tại sử dụng sTEA để định hướng góc xoay ngoài tham chiếu trong mổ cũng như lập kế hoạch trước mổ cho cấu phần đùi. Tuy nhiên, Yoshino báo cáo ngay cả trên các phương tiện chẩn đoán hình ảnh thì chỉ có thể dễ dàng tìm thấy điểm lõm sâu của lồi cầu trong 30% trường hợp.¹⁰ Akagi cũng cho kết luận tương tự khi nghiên cứu 111 khớp gối và phân loại việc tìm thấy điểm này thành ba nhóm: 27 ca nhóm 1 (dễ dàng xác định), 55 ca nhóm 2 (khó xác định) và 29 ca nhóm 3 (không thể xác định).¹¹ Việc xác định chính xác trục này trong phẫu thuật càng khó khăn do bị các dây chằng và khối cơ che phủ xung quanh. Vì thế, trong mổ các tác giả cố gắng xác định sTEA thông qua một trục gián tiếp khác là trục lồi cầu sau (posterior condyle axis - PCA. Tuy nhiên, Thienpont nghiên cứu thấy nếu sử dụng hằng định (PCA, sTEA) là 4° thì dẫn tới sai lệch trong 41% trường hợp, ngoài ra sử dụng PCA sẽ khó chính xác trong trường hợp người bệnh bị biến dạng khớp nặng.¹² Ở biến dạng gối vẹo ngoài, phần sau lồi cầu ngoài thường bị mòn

hoặc thiếu sụn; còn ở biến dạng gối vẹo trong, bờ sau của lồi cầu trong thường bị mòn nhiều hơn so với bên ngoài. Với việc sử dụng PSI, góc nghiêng ngoài đã được xác định theo sTEA từ bước lập kế hoạch mổ mà không cần thiết phải sử dụng các loại thước đo khác trong mổ. Tác giả A. Mannan trong bài báo phân tích tổng quan đã khẳng định vai trò của PSI trong tăng độ chính xác của cấu phần đùi với độ xoay ngoài trung bình đạt từ $-1,7^\circ$ đến $1,6^\circ$ so với sTEA, sự khác biệt có ý nghĩa thống kê so với phương pháp truyền thống.¹³ Trong nghiên cứu của chúng tôi, độ xoay ngoài phần đùi so với sTEA đạt trung bình $1,04^\circ$ ($0,82^\circ - 1,71^\circ$).

Các nghiên cứu chỉ ra cấu phần chày đặt quá 6° xoay trong và 8° xoay ngoài thì biểu hiện rõ kết quả lâm sàng không tốt.^{14,15} Có hai kĩ thuật thường dùng để xác định độ xoay mâm chày. Kĩ thuật thứ nhất là vận động khớp gối, khay chày thử sẽ tự xoay về vị trí phù hợp nhất so với phần đùi sau vài chu kì gấp - duỗi. Tuy nhiên, phương pháp này chỉ có thể sử dụng nếu tuyệt đối tin tưởng vào độ xoay của phần đùi đã được đặt trước đó, nếu không sẽ còn làm tăng thêm tổng độ xoay phối hợp của hai cấu phần và ảnh hưởng nhiều hơn đến khớp chèn đùi. Kĩ thuật thứ hai là dựa trên các mốc giải phẫu. Đường sTEA cũng được sử dụng như là tiêu chuẩn để xác định độ xoay của cấu phần chày nhằm tránh hiện tượng không phù hợp về độ xoay giữa cấu phần đùi và chày. Dù vậy, trong mổ rất khó để sử dụng sTEA như tham chiếu để đặt độ xoay phần chày, do đó phải sử dụng các đường trung gian khác thông qua sTEA. Nhiều nghiên cứu đã được tiến hành để tìm ra các mốc giải phẫu tại xương chày phù hợp nhất để định hướng cho độ xoay cấu phần chày. Trong thực hành lâm sàng, đường Akagi nối điểm giữa điểm bám DCCS và bờ trong lồi củ chày được sử dụng phổ biến nhất trong y văn, góc giữa Akagi và đường \perp sTEA trung

bình khoảng $0,7^\circ$ xoay trong và khá thống nhất trong các nghiên cứu trên các chủng tộc. Trong nghiên cứu của chúng tôi, độ xoay ngoài cấu phần chày so với đường Akagi đạt trung bình $1,14^\circ$ ($-1,31^\circ - 2,63^\circ$).

Nhiều tác giả báo cáo khi góc xoay trong phối hợp của các cấu phần khớp nhân tạo từ $7 - 16^\circ$ thì sẽ dẫn tới hiện tượng trật bánh chè.¹ Trong nghiên cứu của chúng tôi, độ chênh lệch xoay cấu phần đùi và chày đạt $0,5^\circ \pm 1,6^\circ$.

Góc Slope liên quan tới sự vững trước - sau của khớp gối nhân tạo. Tăng quá góc này làm tăng khoảng gấp là gây nguyên cơ mất vững khớp tư thế gấp, gây thiếu duỗi khớp gối hoặc gây tăng lực mỏi tại cơ cấu cam-post. Trong thiết kế khớp gối nhân tạo loại cắt bỏ DCCS, góc slope được khuyến cáo từ $0 - 5^\circ$ để có thể giúp tăng tầm vận động khớp gối. Để điều chỉnh chính xác góc Slope trong mổ, với kỹ thuật dùng khung định vị ngoài thì trước hết phải đặt được thanh giống trục song song với trục cơ học của xương chày. Trục cơ học của xương chày (TMA) được định nghĩa là trục truyền lực từ khớp gối tới khớp cổ chân, trong thực tế mổ, phẫu thuật viên không thể xác định được trục này mà phải xác định thông qua các mốc trung gian khác là thành trước xương chày hoặc trục xương mác hoặc sử dụng trục giải phẫu của xương chày trong kỹ thuật dùng nòng nội tuỷ xương chày. Trong nghiên cứu của chúng tôi, do góc SLOPE đã được thiết kế sẵn ở khay cắt chày với giá trị 3° , kết quả sau mổ đạt trung bình $1,36^\circ$ ($0,15^\circ - 4,54^\circ$).

V. KẾT LUẬN

Nghiên cứu kết quả ban đầu dựa trên hình ảnh cắt lớp vi tính 3D sau mổ cho thấy phương pháp sử dụng trợ cụ cá thể hoá giúp phục hồi chính xác trục cơ học và kiểm soát tốt độ xoay các cấu phần của khớp nhân tạo. Cần tiếp tục theo dõi và đánh giá kết quả lâm sàng.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Abdel MP, Oussedik S, Parratte S, Lustig S, Haddad FS. Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. *Bone Joint J.* 2014; 96: 857–862.
2. Abdel MP, Ollivier M, Parratte S, Trousdale RT, Berry DJ, Pagnano MW. Effect of Postoperative Mechanical Axis Alignment on Survival and Functional Outcomes of Modern Total Knee Arthroplasties with Cement: A Concise Follow-up at 20 Years. *J Bone Joint Surg Am.* 2018 Mar 21; 100(6): 472-478. doi: 10.2106/JBJS.16.01587. PMID: 29557863.
3. Zhou K, Ling T, Xu Y, Li J, Yu H, Wang H, Zhou Z, Pei F. Effect of individualized distal femoral valgus resection angle in primary total knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis involving 1300 subjects. *Int J Surg.* 2018 Feb;50:87-93. doi: 10.1016/j.ijisu.2017.12.028. Epub 2018 Jan 9. PMID: 29329788. doi:10.1016/j.knee.2005.07.001.
4. V. Kinzel, Scaddan M., Bradley B., Shakespeare D. Varus/valgus alignment of the femur in total knee arthroplasty. Can accuracy be improved by pre-operative CT scanning? *Knee.* Jun 2004; 11(3): 197-201. doi:10.1016/S0968-0160(03)00106-6.
5. M. Ettinger, Claassen L., Paes P., Calliess T. 2D versus 3D templating in total knee arthroplasty. *Knee.* Jan 2016; 23(1): 149-51. doi:10.1016/j.knee.2015.08.014
6. J. E. McGrory, Trousdale R. T., Pagnano M. W., Nigbur M. Preoperative hip to ankle radiographs in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Nov 2002; (404): 196-202. doi:10.1097/00003086-200211000-00032
7. M. Pietsch, Hofmann S. [Value of radiographic examination of the knee joint for the orthopedic surgeon]. *Radiologe.* Jan 2006;

46(1): 55-64. Wertigkeit der radiologischen Bildgebung beim Kniegelenk für den Orthopäden. doi:10.1007/s00117-005-1292-0.

8. S. W. Bell, Young P., Drury C., et al. Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. *Knee*. Jan 2014; 21(1): 272-7. doi:10.1016/j.knee.2012.09.011.

9. B. Boonen, Schotanus M. G., Kerens B., van der Weegen W., van Drumpt R. A., Kort N. P. Intra-operative results and radiological outcome of conventional and patient-specific surgery in total knee arthroplasty: a multicentre, randomised controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Oct 2013; 21(10): 2206-12. doi:10.1007/s00167-013-2620-y.

10. N. Yoshino, Takai S., Ohtsuki Y., Hirasawa Y. Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty*. Jun 2001; 16(4): 493-7. doi:10.1054/arth.2001.23621.

11. Masao Akagi, Yamashita Eizaburo, Nakagawa Takehumi, Asano Taiyo, Nakamura Takashi. Relationship between frontal knee alignment and reference axes in the distal

femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2001; 388: 147-156.

12. E. Thienpont, Schwab P. E., Paternostre F., Koch P. Rotational alignment of the distal femur: anthropometric measurements with CT-based patient-specific instruments planning show high variability of the posterior condylar angle. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Dec 2014; 22(12): 2995-3002. doi:10.1007/s00167-014-3086-2.

13. A. Mannan, Smith T. O. Favourable rotational alignment outcomes in PSI knee arthroplasty: A Level 1 systematic review and meta-analysis. *Knee*. Mar 2016; 23(2): 186-90. doi:10.1016/j.knee.2015.08.006.

14. D. Nicoll, Rowley D. I. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. Sep 2010; 92(9): 1238-44. doi:10.1302/0301-620X.92B9.23516.

15. R. L. Barrack, Schrader T., Bertot A. J., Wolfe M. W., Myers L. Component rotation and anterior knee pain after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Nov 2001; (392): 46-55. doi:10.1097/00003086-200111000-00006.

Summary

RADIOLOGICAL RESULTS OF TOTAL KNEE REPLACEMENT USING PATIENT-SPECIFIC CT-BASED INSTRUMENT

In total knee replacement surgery, the use of patient-specific instruments (PSI) were reported to improve the accuracy of artificial joint placement. This study reported the CT scan results of the PSI printed by our hospital's 3D printing lab. A total of 18 patients were included in the study. All patients underwent preoperative CT scan to develop surgical plan and postoperative CT scan for outcome evaluation. Mimics Medical (Materialise-Belgium) software was used to create a template for the sizing and position of cutting jigs, as well as the PSI design. The PSI were printed by 3D resin printers. Intraoperatively, after removing all remaining cartilage in the knee, the PSI would be implanted to the femur and tibial surfaces, and the pin position for manufacturer's instruments would be marked. The preparation of the PSI took approximately three days. All PSI matched their respective preoperative templates in size. The postoperative whole-leg axis was $1.2^{\circ} \pm 1.7^{\circ}$, and the rotation mismatch between the femur and tibial implant was $0.5^{\circ} \pm 1.6^{\circ}$. Radiological results showed that using PSI improved the accuracy of placement, especially in controlling the rotational alignment.

Keywords: Knee osteoarthritis, total knee replacement, patient specific instrument, 3D CT-scanner, 3D printing.