

## ĐẶC TÍNH CƠ HỌC CỦA KHUNG CỐ ĐỊNH NGOÀI DẠNG KHỐI CẶP MỚI SẢN XUẤT DÙNG CỐ ĐỊNH GÃY THÂN XƯƠNG DÀI

Cao Thi<sup>1</sup>, Phạm Quang Vinh<sup>1</sup>, Cao Bá Hương<sup>1</sup>, Nguyễn Thế Linh<sup>2</sup>, Đoàn Trường Giang<sup>2</sup>, Lê Đình Hải<sup>3</sup>,  
Trần Bình Dương<sup>3</sup>, Dương Đình Triết<sup>4</sup>, Mai Thanh Việt<sup>4</sup>, Nguyễn Việt Trung<sup>5</sup>

### TÓM TẮT

**Đặt vấn đề:** Khung cố định ngoài dạng khối cặp (KCDNDKC) dùng cố định các gãy thân xương dài có nhiều ưu điểm nhưng trong nước chưa sản xuất và giá thành nhập khẩu còn rất đắt. Vì vậy, chúng tôi nghiên cứu chế tạo bộ KCDNDKC trong nước và tiến hành đánh giá đặc tính cơ học của khung cố định ngoài (KCDN) mới chế tạo được trước khi sử dụng trên bệnh nhân.

**Mục tiêu:** Khảo sát đặc điểm cơ học của KCDNDKC mới sản xuất

**Đối tượng và phương pháp nghiên cứu:** Đối tượng nghiên cứu: Khung cố định ngoài dạng khối cặp.

**Phương pháp nghiên cứu:** KCDNDKC sau khi được sản xuất sẽ được nghiên cứu xác định đặc tính cơ học bằng 2 cách. Nghiên cứu gồm thực hiện bài toán mô phỏng trên máy tính và thực hiện mô hình thực nghiệm so sánh sự chịu lực của KCDNDKC mới sản xuất với KCDN Orthofix và KCDN Muller.

**Kết quả:** Thiết kế và chế tạo thành công KCDNDKC bằng vật liệu thép SUS 304 và nhôm 6061 anode nhuộm màu. Trên bài toán mô phỏng, KCDNDKC mới sản xuất có độ an toàn trong miền đàn hồi khi sử dụng. Trên thực nghiệm, KCDNDKC chịu lực nén, lực xô ngang, lực kéo và lực xô dọc tốt hơn hoặc tương đương với KCDN Orthofix và Muller.

**Kết luận:** Khung cố định ngoài dạng khối cặp mới sản xuất đẹp, đáp ứng về các đặc tính cơ học có thể sử dụng được trên lâm sàng.

**Từ khóa:** cố định ngoài

### ABSTRACT

#### MECHANICAL PROPERTIES OF NEW EXTERNAL FIXATOR "BLOCK - CLAMP" USED FOR LONG-BONES DIAPHYSEAL FRACTURES

Cao Thi, Phạm Quang Vinh, Cao Ba Huong, Nguyen The Linh, Doan Truong Giang, Le Dinh Hai,  
Tran Binh Duong, Duong Dinh Triet, Mai Thanh Viet, Nguyen Viet Trung

\* Ho Chi Minh City Journal of Medicine \* Vol. 25 - No 1 - 2021: 86 - 93

**Background:** The imported "block-clamp" fixators have been proved to be effective and advantageous for immobilization of long-bones diaphyseal fractures, yet they are very expensive. This is why many domestic patients cannot afford the fixators. It is essential to have a way to provide less costly new types of block-clamp fixators to patients in our country. In the course, after the fixators are produced, we access their mechanical properties before they can be used on the patient.

**Objectives:** To access the mechanical properties of domestic block-clamp fixators.

**Method:** Research to determine the mechanical properties of the new block-clamp fixator based on computer simulation and experimental model, in which, the new type of block - clamp fixator is compared to that of Orthofix and Muller fixators.

<sup>1</sup>Đại học Y Dược TP. Hồ Chí Minh

<sup>2</sup>Bệnh viện Đa Khoa Khu vực Củ Chi

<sup>3</sup>Bệnh viện Chợ Rẫy

<sup>4</sup>Bệnh viện Đại học Y Dược TP. Hồ Chí Minh

<sup>5</sup>Bệnh viện Nhân Dân Gia Định

Tác giả liên lạc: PGS.TS.BS. Cao Thi

ĐT: 0983306003

Email: caothibacsi@ump.edu.vn

**Results:** New type of external fixators of “block-clamp” are successfully designed and fabricated. On computer simulation, new block-clamp external fixator is stable in elastic field under load. On experimental test, the new type of fixator has equal or with less deviation than Orthofix and Muller fixator’s when being under forces: compression, then under thrust, traction and vertical thrust.

**Conclusion:** The new type of “block-clamp” external fixator meets the mechanical properties such as bearing capacity, durability and structural composition of a medical device, thus enables the device to be used on patient.

**Keywords:** external fixator

## ĐẶT VẤN ĐỀ

Trong 2 năm 2008-2009, ở bệnh viện Chợ Rẫy có trên 1.200 trường hợp gãy hở thân xương đùi và thân xương cẳng chân<sup>(1)</sup>. Khung cố định ngoài (KCDN) vẫn được dùng cho gãy xương hở thân xương dài, nhất là cho gãy xương kèm theo dập nát mô mềm hoặc nhiễm trùng<sup>(2)</sup>. KCDN là một dụng cụ vật tư tiêu hao thông dụng, được sử dụng hàng ngày trong chuyên ngành chấn thương chỉnh hình. Trên thế giới đã có rất nhiều nghiên cứu về cố định ngoài (CDN) từ kết quả điều trị đến lý thuyết về CDN<sup>(3,4)</sup>. Trong nước cũng đã có nhiều nghiên cứu liên quan đến CDN<sup>(5,6,7)</sup> và chế tạo một số loại KCDN như CDN Muller cải tiến, CDN qua gối, CDN dùng cho khung chậu, CDN dùng cho gàn khớp, CDN 2 mặt phẳng dùng để cố định xương đùi. Tuy nhiên đến nay các loại CDN hiện có trong nước sản xuất là loại thanh thẳng hoặc có ren nên không nắn chỉnh được nếu xương gãy còn di lệch. CDN dạng khối cặp là loại có 2 khớp cầu, dễ sử dụng, khối cặp định có bề ngang lớn nên cặp được định răng dễ dàng và chắc chắn<sup>(8,9)</sup>. Hai khớp cầu cho phép điều chỉnh gập góc linh hoạt chỉ bằng cách nới lỏng vít khóa, chỉnh góc xong thì khóa lại. Thân khung còn cho phép có thể kéo dài ra hoặc nén ép vào hoặc có thể để nén ép động tự do<sup>(10)</sup>. Mặc dù khung cố định ngoài dạng khối cặp (KCDNDKC) (là loại CDN nhập khẩu) có nhiều ưu điểm hơn nhưng ít được sử dụng do giá rất đắt. Trong xu hướng phát triển ngành sản xuất vật tư y tế trong nước, chúng tôi tiến hành chế tạo bộ KCDNDKC nhằm giảm giá thành khi sử dụng. Trước hết bản vẽ về hình thể, vật liệu và các qui trình sản xuất phải được thiết kế để tạo ra một KCDN, sau đó

KCDN được thực hiện các thử nghiệm đánh giá đạt các yêu cầu về chịu lực cơ học hay không trước khi ứng dụng trên người. Một số tác giả thử nghiệm khả năng chịu lực đối với một số loại KCDN khác nhau và các cách lắp ráp khác nhau như Burgers PT<sup>(11)</sup>, Gardner TN<sup>(8)</sup>, Jaskulka RA<sup>(12)</sup>. Tuy vậy, đến nay vẫn chưa có một tiêu chuẩn rõ ràng nào về khả năng chịu lực bao nhiêu là chấp nhận được. Hiện trong nước chưa sản xuất loại KCDNDKC, nên chúng tôi sản xuất một kiểu KCDN tương tự như KCDN Orthofix và khảo sát các đặc tính cơ học của nó.

## ĐỐI TƯỢNG-PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

### Đối tượng nghiên cứu

KCDNDKC được thiết kế và sản xuất với vật liệu là thép không rỉ SUS304 và nhôm 6061 anode nhuộm màu.

### Phương pháp nghiên cứu

#### Xác định đặc tính cơ học bằng phương pháp mô phỏng

Sau khi có bản vẽ và sản xuất thử nghiệm thành công CDN dạng khối cặp, bản vẽ và mẫu CDN được gửi đến Bộ môn Cơ Kỹ thuật Đại học Bách khoa Thành phố Hồ Chí Minh để tính toán mô phỏng xác định đặc tính cơ học. Việc tính toán kiểm tra bền được thực hiện theo phương pháp “Phần tử hữu hạn” (Finite Element Method) thông qua chương trình ANSYS® 18.2. Mô hình được xây dựng với phần tử 3D. Phương trình cơ bản trong bài toán phân tích kết cấu tĩnh có dạng:  $Ku=F$ . Trong đó: K: Ma trận độ cứng kết cấu. u: Vector chuyển vị nút. F: Vector lực tổng.

Ứng suất tương đương  $\sigma_{td}$  theo von Mises (Thuyết bền thế năng biến đổi hình dạng) được

dùng để so sánh kết quả tính toán với giới hạn chảy dẻo của kim loại.

$$\sigma_{td} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_1\sigma_3 - \sigma_2\sigma_3} \leq \frac{\sigma_{ch}}{n} = [\sigma]$$

Trong đó:

n là hệ số an toàn (n > 1).

[σ]: ứng suất giới hạn tối đa cho phép.

σ<sub>1</sub>, σ<sub>2</sub>, σ<sub>3</sub>: là các ứng suất chính.

Ứng suất cho phép [σ] của vật liệu là ứng suất chảy σ<sub>ch</sub> được xác định từ thí nghiệm kéo nén vật liệu như đã trình bày ở trên chia cho hệ số an toàn n (tức là độ bền chảy (kéo) của vật liệu chia cho hệ số an toàn):

$$[\sigma] = \frac{\sigma_{ch}}{n}$$

Đối với thép SUS 304: σ<sub>ch</sub> = 215MPa, Đối với nhôm 6061: σ<sub>ch</sub> = 276MPa

Trong quá trình tính toán, để đảm bảo điều kiện làm việc an toàn, cần phải đưa vào một hệ số an toàn n. Khi hệ số an toàn n lớn hơn 1 điều kiện bền được xem như là an toàn tuyệt đối.

**Thực nghiệm độ bền cơ học của KCDN**

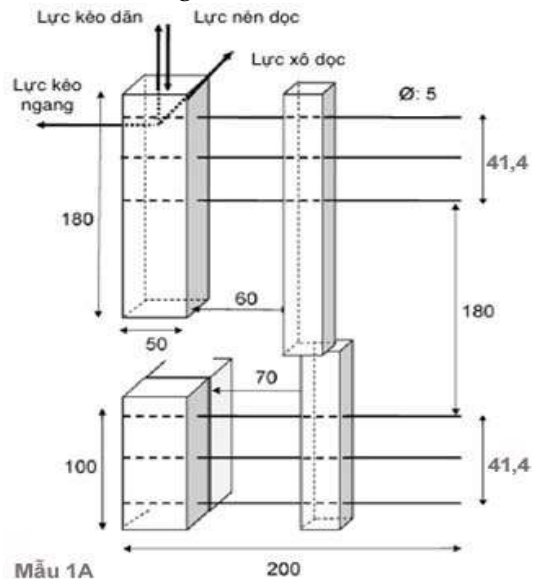
Sau khi sản xuất thử nghiệm KCDNDKC thành công, chúng tôi lắp đặt KCDN mới sản xuất trên thanh gỗ giả định là thân xương dài để đo khả năng chịu tải lực cơ học của khung. Thực nghiệm này đồng thời thực hiện tương tự với KCDN Orthofix và KCDN căng chân kiểu Muller. Các mô hình đã lắp đặt được gọi tới Trung tâm tiêu chuẩn đo lường chất lượng 2 để thực hiện thí nghiệm đo lực.

Khung CDN sẽ được cố định vào 2 khối thanh gỗ cứng giả lập 2 đầu xương gãy có thiết kế và các thông số như hình 1A,B; 2A,B. Đầu phía trên di động và là điểm để tác động các lực theo các phương khác nhau nhằm tính toán độ vững chắc của KCDN. Đầu phía dưới được cố định chắc. Tác dụng lực lần lượt từ 0N cho đến 200N, với mỗi lần tăng là 10N, mỗi loại lực thực hiện 10 lần. Cách tính kết quả: Sau mỗi lần thực hiện lực từ 0N cho đến 200N, tiến hành đo độ

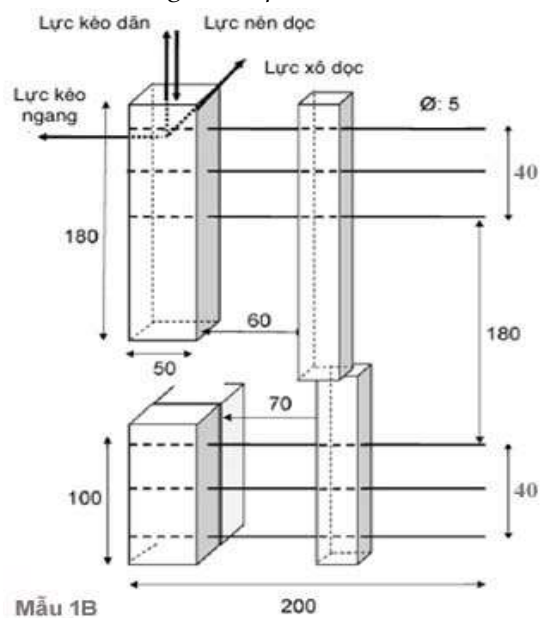
dịch lệch của mô hình thực nghiệm và ghi lại kết quả. Thực hiện 10 lần và tổng hợp lại kết quả.

Độ di lệch: được đo bằng sự dịch chuyển tại vị trí điểm đặt lực tức là tại điểm tâm của mặt tứ giác đầu gỗ trên và giữa thanh gỗ tại vị trí đỉnh cao nhất (Hình 1A và Hình 1B).

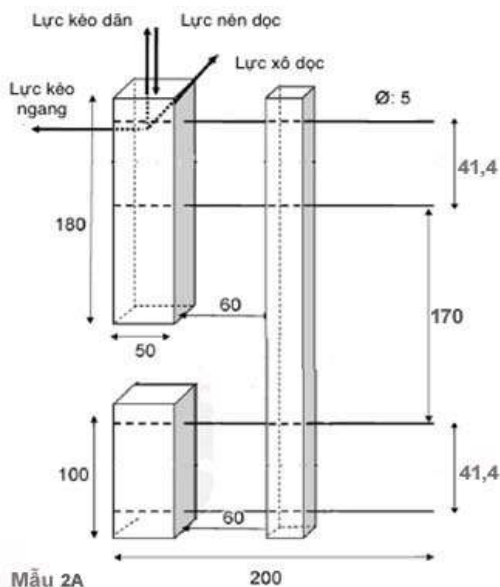
Chúng tôi tiến hành song song thử nghiệm đo lực của KCDN mới sản xuất và KCDN dạng Orthofix và khung Muller (Hình 4, 5).



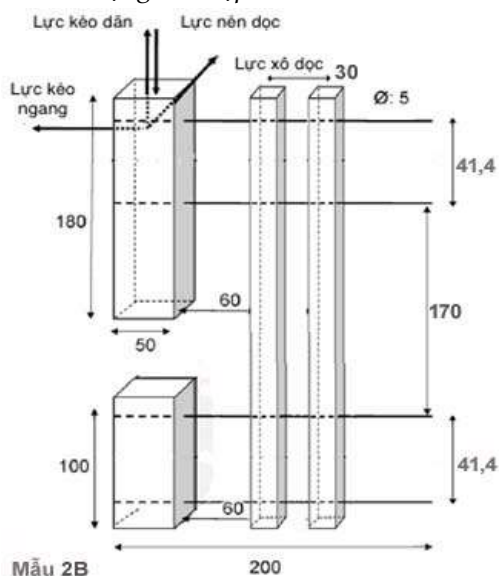
Hình 1A: Mô hình lắp đặt cho khung cố định ngoài dạng khớp kẹp mới sản xuất



Hình 1B: Mô hình lắp đặt cho khung cố định ngoài Orthofix



**Hình 2A:** Mô hình lắp đặt cho khung cố định ngoài dạng khô kẹp mới sản xuất



**Hình 2B:** Mô hình lắp đặt cho khung cố định ngoài kiểu Muller

**Y đức**

Nghiên cứu được thông qua bởi Hội đồng đạo đức trong nghiên cứu y sinh học Đại học Y Dược TP. Hồ Chí Minh số: 20/HĐĐĐ ngày 06/01/2020

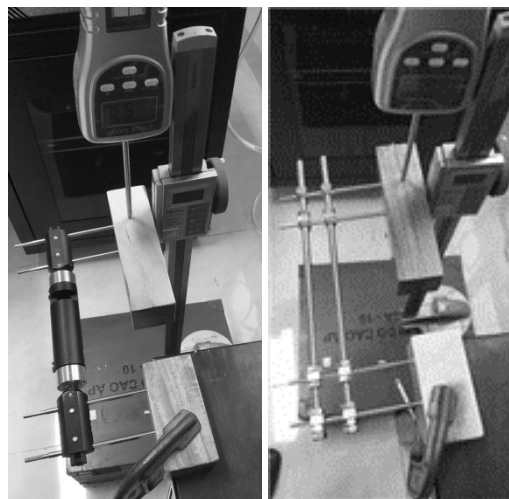
**KẾT QUẢ**

**Kết quả thiết kế và chế tạo**

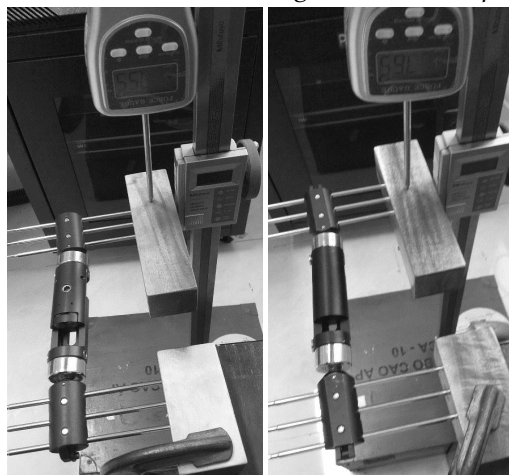
Chúng tôi đã thiết kế bản vẽ chi tiết của KCDNDKC bao gồm 14 chi tiết và chế tạo thành công sản phẩm KCDNDKC (Hình 3).



**Hình 3:** Thiết kế và chế tạo KCDNDKC



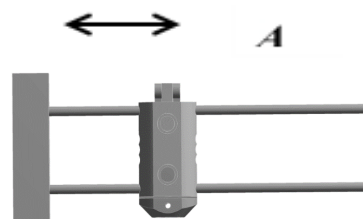
**Hình 4:** Mô hình thử nghiệm đặc tính cơ học của KCDNDKC (trái) và khung CDN Muller (phải)



**Hình 5:** Mô hình thử nghiệm đặc tính cơ học của KCDNDKC (trái) và khung cố định ngoài Orthofix (phải)

**Kết quả tính toán chịu lực mô phỏng trên máy tính**

Với A là khoảng cách giữa xương và KCDN, sự thay đổi khoảng cách A sẽ cho các kết quả khác nhau (Hình 6).



**Hình 6:** Khoảng cách tính toán

\* Kết quả trường hợp khung chịu lực uốn. Các kết quả đo được cho trong *Bảng 1*.

\* Kết quả trường hợp khung chịu lực xoắn. Các kết quả được cho trong *Bảng 2*.

**Bảng 1:** Kết quả mô phỏng khi tác động lực uốn trên máy tính

Trường hợp	Khoảng cách A (mm)	Ứng suất cực đại (MPa)	Độ dịch chuyển (mm)
1	49,5	214,35	0,227
2	60	214,44	0,319
3	70	214,72	0,427
4	80	214,86	0,54
5	90	214,93	0,673

**Bảng 2:** Kết quả di lệch khi tác động lực xoắn trên mô phỏng máy tính

Trường hợp	Khoảng cách A (mm)	Góc xoắn (độ)	Ứng suất cực đại (MPa)
1	49,5	0,57	212,38
2	60	0,8	213,61
3	70	1,06	214,57
4	80	1,29	214,87
5	90	1,57	214,93

Kết quả tính toán mô phỏng cho thấy các giá trị lớn nhất để đảm bảo khung hoạt động trong miền đàn hồi của vật liệu.

Giá trị thực tế sử dụng lớn hơn giá trị khuyến cáo có thể làm cho thanh inox và ngàm giữ vượt quá giới hạn đàn hồi làm cho chúng không thể duy trì trạng thái ban đầu, làm ảnh hưởng đến giá trị thực tế khi điều chỉnh kết cấu khung.

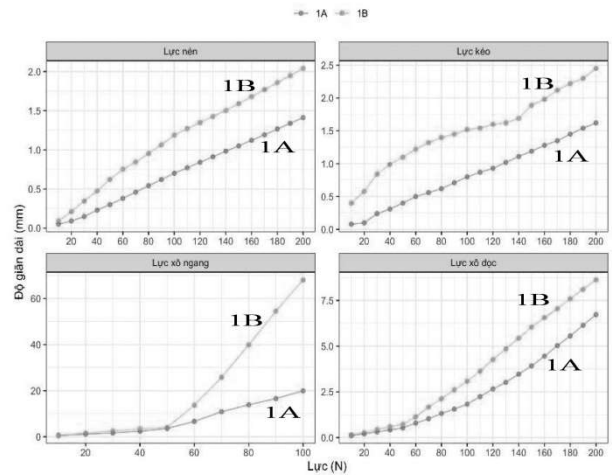
Khoảng cách A càng lớn cho phép điều chỉnh khoảng dịch chuyển lớn cho 1 lần điều chỉnh, đồng thời cũng cho phép góc xoắn cực đại lớn hơn.

**Kết quả thực nghiệm**

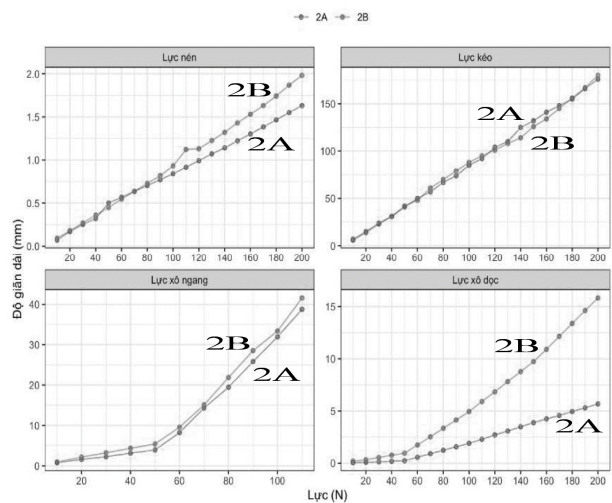
Thực nghiệm trên mô hình về đặc tính cơ học của KCDNDKC, KCDN Orthofix và Muller tại Trung tâm kiểm định và đo lường chất lượng 2, chúng tôi ghi nhận kết quả sự dịch chuyển của KCDN từng cặp một. Kết quả được cho trong *Hình 7, 8, 9*.

Đối với lực nén: KCDNDKC di lệch từ 1 mm trở lên khi lực tác động từ 140 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 1 mm từ

lực tác động 90N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.



**Hình 7:** Độ di lệch của KCDNDKC (1A) và KCDN Orthofix (1B) trên thử nghiệm cơ học



**Hình 8:** Độ di lệch của KCDNDKC (2A) và KCDN Muller (2B) trên thử nghiệm cơ học

Đối với lực kéo: KCDNDKC di lệch từ 1 mm trở lên khi lực tác động từ 130 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 1 mm từ lực tác động 40N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.

Đối với lực xô ngang: KCDN Orthofix có độ di lệch lớn hơn so với KCDNDKC từ lực tác động 50N trở lên.

Đối với lực xô dọc: KCDNDKC di lệch từ 2,5 mm trở lên khi lực tác động từ 120 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 2,5



mm từ lực tác động 90 N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.

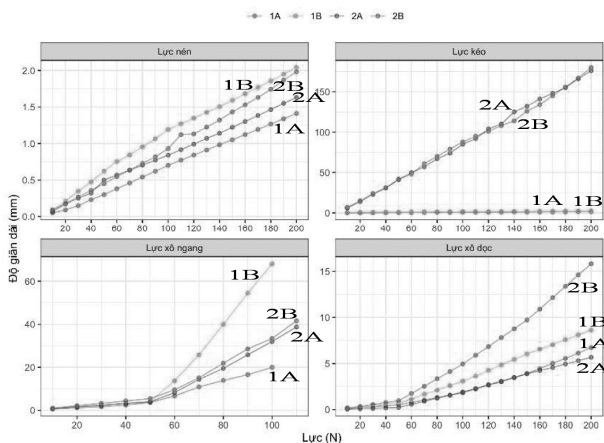
Nhận xét:

- Đối với lực nén: KCDNDKC di lệch từ 1 mm trở lên khi lực tác động từ 120 N. Trong khi đó, khung Muller di lệch trên 1 mm từ lực tác động 100N. KCDN Muller có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn so với KCDNDKC ở các lực tác động lớn hơn 100N.

- Đối với lực kéo: KCDNDKC có mức độ di lệch gần tương đương với khung Muller.

- Đối với lực xô ngang: KCDNDKC có mức độ di lệch gần tương đương với khung Muller.

- Đối với lực xô dọc: KCDN Muller có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn so với KCDNDKC ở các lực tác động lớn hơn 50 N.



**Hình 9:** Độ di lệch của 4 mô hình KCDNDKC (1A và 2A), KCDN Orthofix (1B) và KCDN Muller trên thử nghiệm cơ học

- Trên Hình 9, nhận thấy khung Orthofix có mức độ di lệch lớn nhất ở các thử nghiệm lực nén và lực xô ngang.

- KCDN Muller có mức độ di lệch lớn nhất ở thử nghiệm lực xô ngang.

- Trên cả 4 thử nghiệm lực, KCDNDKC có mức độ di lệch ít nhất và ít hơn so với 2 loại KCDN Orthofix và Muller.

- Biểu đồ biến thiên mức độ di lệch của KCDNDKC (1A và 2A) là đường thẳng và tương đối hằng định, điều đó cho thấy độ vững chắc KCDNDKC rất cao.

## BÀN LUẬN

### Thiết kế bản vẽ KCDNDKC mới sản xuất

Quá trình thiết kế bản vẽ KCDNDKC mới trải qua nhiều công đoạn. Khởi đầu, chúng tôi tham khảo các chi tiết và từng bộ phận của KCDN Orthofix đang có ngoài thị trường, sau đó tiến hành vẽ bản vẽ chi tiết cho từng bộ phận, chỉnh sửa và hoàn thiện để có thể gia công chế tạo CDN. Tuy nhiên chúng tôi không đi sâu vào phần này mà chủ yếu nghiên cứu các đặc tính cơ học của KCDN mới chế tạo được.

### Kết quả đo lực mô phỏng trên máy tính

Trong thực tế, sau khi hoàn thành sản phẩm, chúng tôi tiến hành đo lực mô phỏng trên hệ thống máy tính. Việc này rất quan trọng vì có những chi tiết rất khó để kiểm tra độ bền cũng như độ chịu lực bằng phương pháp thực nghiệm mô hình. Chúng tôi gửi thông số bản vẽ của sản phẩm đến Bộ môn Cơ kỹ thuật, trường Đại học Bách Khoa Tp Hồ Chí Minh thực hiện công việc tính toán bài toán.

### Xác định đặc tính cơ học của khung cố định ngoài dạng khối cặp

Công việc cụ thể như sau: Mô hình hình học và mô phỏng bài toán với 2 trường hợp khung chịu lực chủ yếu trong điều trị là khung chịu lực uốn và khung chịu lực xoắn. Trong mỗi trường hợp chịu lực, bài toán được thực hiện với các khoảng cách chiều dài kim khác nhau, tương ứng với các kích cỡ cẳng chân khác nhau. Cùng khi đó là các moment uốn và moment xoắn sẽ khác nhau tác động lên khung. Việc xác định khả năng chịu lực này rất quan trọng vì trong quá trình mang khung cố định, nếu khối kẹp đỉnh này không chắc chắn sẽ dẫn đến việc di lệch trục của xương được cố định khiến cho việc lành xương khó khăn hoặc lành xương lệch trục. Qua quá trình mô phỏng chịu lực trên máy tính, chúng tôi nhận thấy điểm chịu lực của phần khối kẹp chủ yếu là tại vị trí mép ngoài của lỗ kẹp đỉnh răng được thiết kế trên chi tiết bản cặp đỉnh. Tính toán cho thấy, đối với KCDNDKC chế tạo được, điểm ứng suất chịu lực cực đại đối

với Inox 304:  $\sigma_{ch} = 215\text{MPa}$ , tương đương  $215 \times 10,2 = 2.193 \text{ kg/cm}^2$  và đối với nhôm 6061:  $\sigma_{ch} = 276\text{MPa}$ , tương đương  $2.815,2 \text{ kg/cm}^2$ . Các thông số cho thấy ở các lực xoắn và bẻ cong, vị trí này vẫn chịu lực rất tốt và không bị biến dạng. Điều này chứng tỏ rằng độ cứng của vật liệu và khả năng chịu tải tốt của khối kẹp đỉnh răng. KCDNDKC sẽ giữ chặt đỉnh trong quá trình mang khung dưới các lực tác động khác nhau. Trong thực tế, khi lắp ráp CDN cho bệnh nhân, KCDN hầu như không cần phải chịu đến ứng suất lực lớn như vậy.

### Kết quả đo lực trên mô hình thực nghiệm

Sau bước mô phỏng trên máy tính, chúng tôi tiến hành thử nghiệm khả năng chịu lực của KCDNDKC tại Trung tâm tiêu chuẩn đo lường – chất lượng 2. KCDNDKC được thiết kế theo mô hình so sánh đồng thời với 2 loại KCDN được sử dụng rộng rãi trên thị trường là khung Orthofix và khung CDN kiểu Muller. Trên thực tế, khi mang KCDN, 2 lực tác động nhiều nhất là lực nén và lực kéo. Vì vùng cơ của cẳng chân ít hơn và không khoẻ như vùng đùi, chính vì thế lực xoắn và lực cơ kéo sẽ ít hơn. Chúng tôi còn thực nghiệm thêm 2 loại lực: lực xô ngang và lực xô dọc để đánh giá khả năng chịu lực của khung.

So sánh giữa KCDNDKC và KCDN Orthofix chúng tôi nhận thấy:

- Đối với lực nén: KCDNDKC cặp di lệch từ 1 mm trở lên khi lực tác động từ 140 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 1 mm từ lực tác động 90N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.

- Đối với lực kéo: KCDNDKC di lệch từ 1 mm trở lên khi lực tác động từ 130 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 1 mm từ lực tác động 40N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.

- Đối với lực xô ngang: KCDN Orthofix có độ di lệch lớn hơn so với KCDNDKC từ lực tác động 50N trở lên.

- Đối với lực xô dọc: KCDNDKC di lệch từ 2,5 mm trở lên khi lực tác động từ 120 N. Trong khi đó, khung Orthofix di lệch trên 2,5 mm từ lực tác động 90 N. KCDN Orthofix có khuynh hướng di lệch mức độ nhiều hơn ở các lực tác động lớn hơn.

Sau thực nghiệm, chúng tôi nhận thấy rằng KCDNDKC có khả năng chịu lực tốt hơn so với KCDN Orthofix. Khung của chúng tôi ít biến dạng hơn và ít di lệch hơn trong quá trình thử nghiệm các lực tác động. Các giá trị về độ bền và độ chịu lực đều đạt tiêu chuẩn nếu lấy khung chuẩn là khung Orthofix.

Trong một nghiên cứu so sánh khả năng chịu lực của KCDNDKC có 2 khớp nối (Orthofix Procallus Fixator) và 4 khớp nối (Dynafix DFS Standard Fixator), tác giả Burgers PT<sup>(11)</sup> đã tiến hành thực nghiệm ghi nhận khả năng chịu lực tác động của 2 KCDN với các lực của các hướng: lực ép ngang, lực xô dọc, lực nén và lực kéo. Tác giả đã thực nghiệm khung Orthofix với cùng mô hình thử nghiệm với chúng tôi. Kết quả cũng ghi nhận rằng khung Orthofix dịch chuyển từ 1 mm trở lên ở lực kéo 90N trở lên.

Trên biểu đồ biểu thị, chúng tôi nhận thấy biến thiên mức độ di lệch của KCDNDKC (1A và 2A) là đường thẳng và tương đối hằng định, điều đó cho thấy độ vững chắc của KCDNDKC mới sản xuất rất cao. Nhiều nghiên cứu trước đây đã cho thấy trong nhiều loại khung CDN khác nhau dùng cố định xương một bên thì KCDN Orthofix là vững chắc hơn cả<sup>(12,13)</sup>. Tuy nhiên nghiên cứu của Jaskulka RA<sup>(12)</sup> có nhận xét rằng KCDN Orthofix vững chắc là do sự khác biệt về đường kính đỉnh của nó. Đỉnh Schanz của Orthofix có đường kính 6 mm và phần răng thuôn nhỏ từ 6 mm đến 5 mm ở đầu đỉnh và cũng được chế tạo bằng vật liệu thép 316L<sup>(14)</sup> như loại đỉnh Schanz của công ty Cao Khả mà chúng tôi dùng để thử nghiệm. Trên các mô hình thực nghiệm của chúng tôi, do chúng tôi dùng cùng chung một loại đỉnh răng Schanz đường kính 5 mm của công ty Cao Khả sản xuất nên sự vững của khung chênh lệch không nhiều. Hơn nữa, có

thể do hệ thống lò xo đàn hồi của KCDN Orthofix làm cho sự dịch chuyển của thanh gố nhiều hơn.

### KẾT LUẬN

KCDNDKC mới sản xuất đáp ứng tiêu chuẩn kỹ thuật về mặt cấu tạo, hình dáng sản phẩm bên ngoài. KCDNDKC đáp ứng về các đặc tính cơ học như khả năng chịu lực, độ bền, thành phần cấu tạo của một thiết bị y tế.

### TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Cao Thi (2010). Khảo sát các gãy xương lớn tại bệnh viện Chợ Rẫy trong 2 năm 2008-2009. *Y học Thực hành*, 8(729):39-40.
2. Yilihamu Yi, Keremu A, Abulaiti A (2017). Outcomes of post-traumatic tibial osteomyelitis treated with an Orthofix LRS versus an Ilizarov external fixator. *Injury*, 48(7):1636-1643.
3. Behrens FF (1989). General theory and principles of external fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 241:15-24.
4. Chao EY, Aro HT, Lewallen DG, Kelly PJ (1989). The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 241:24-35.
5. Nguyễn Quang Long (1990). Hệ thống cố định ngoài theo phương pháp Ilizarov. Tổng quan và chuyên khảo ngắn y dược. Viện thông tin- thư viện y học trung ương, Hà Nội-TP. Hồ Chí Minh, 39:33-40.
6. Cao Thi (1992). Khung cố định ngoài nắn chỉnh chủ động dùng trong điều trị gãy thân hai xương cẳng chân. *Luận văn tốt nghiệp Bác sĩ Nội trú*, Đại học Y Dược TP. HCM.

7. Cao Thi (2013). Điều trị gãy thân xương đùi nhiễm trùng bằng khung cố định ngoài ba thanh hai mặt phẳng. *Y học Thành phố Hồ Chí Minh*, 17(3):170-173.
8. Gardner TN, Weemaes M (1999). A mathematical stiffness matrix for characterising mechanical performance of the Orthofix DAF. *Medical Engineering and Physics*, 21(2):65-71.
9. Varady PA, Greinwald M, Augat P (2017). Biomechanical comparison of a novel monocortical and two common bicortical external fixation systems regarding rigidity and dynamic stability. *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering*, 63(6):665-672.
10. Foxworthy M, Pringle RM (1995). Dynamization timing and its effect on bone healing when using the Orthofix Dynamic Axial Fixator. *Injury*, 26(2):117-119.
11. Burgers PTPW, Van Riel MPJM, Vogels LMM, Stam R, Patka P, Van Lieshout EMM (2011). Rigidity of unilateral external fixators-A biomechanical study. *Injury*, 42(12):1449-1454.
12. Jaskulka RA, Egkher E, Wielke B (1994). Comparison of the mechanical performance of three types of unilateral, dynamizable external fixators. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg*, 113(5):271-275.
13. Moroz TK, Finlay JB, Rorabeck CH, Bourne RB (1988). External skeletal fixation: choosing a system based on biomechanical stability. *J Orthop Trauma*, 2(4):284-296.
14. Lavini F M, Brivio L R, Leso P (1994). Biomechanical factors in designing screws for the Orthofix system. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 308:63-67.

Ngày nhận bài báo:	30/11/2020
Ngày nhận phản biện nhận xét bài báo:	13/01/2021
Ngày bài báo được đăng:	10/03/2021