

✓ THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO MẪU KHUNG CỐ ĐỊNH NGOÀI HEXAPOD

DESIGN AND PROTOTYPE MANUFACTURING OF HEXAPOD EXTERNAL FIXATOR

Trần Nguyên Duy Phương, Lê Sỹ Lộc

Khoa Cơ khí, Trường Đại học Bách Khoa TP. Hồ Chí Minh

TÓM TẮT

Bài báo đề xuất một phương án thiết kế mới của khung cố định ngoài. Thiết kế này tận dụng những ưu điểm của cơ cấu Stewart-Gough là cho phép tạo ra vị trí không gian bất kỳ của một vật thể thông qua việc thay đổi chiều dài các chân trong cơ cấu. Trong thiết kế này, các tác giả giới thiệu phương án thay đổi chiều dài các chân bằng cơ cấu ống ren-thanh trượt và phương án cố định chiều dài các chân bằng các đai ốc và chốt ngang. Bài báo cũng đề cập đến vấn đề hợp lý hóa hình học một số chi tiết của khung nhằm giảm trọng lượng khung.

Từ khóa: Khung cố định ngoài, hexapod, chấn thương, chỉnh hình.

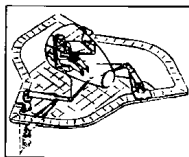
ABSTRACT

This paper proposes a new design of the external fixator using hexapod mechanism. The design take the advantage of Stewart-Gough mechanism which is consists of two rings or partial rings connected by six telescopic struts at special ball joints. In this proposed mechanism, the authors come up with plan that the length of the struts are adjusted by the movement of cylindrical bar in external threaded pipe and fixed by pair of nuts. The article also the rationalization of some parts geometry to reduce the weight of the frame.

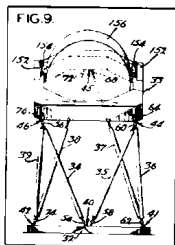
Keywords: Fixator, hexapod, injury, orthopedic.

1. TỔNG QUAN

Dụng cụ cố định ngoài (CĐN) sáu chân ngày càng được sử dụng nhiều trong điều trị chấn thương chỉnh hình [1]. Dụng cụ này được biết đến từ năm 1985 và các cơ sở toán học của nó ra đời từ thế kỷ 17 [2]. Năm 1965, D. Stewart đã công bố bài báo mô tả một cơ cấu sáu bậc tự do dùng để mô phỏng máy bay. Công trình của Stewart đã đóng góp đáng kể vào sự phát triển của cơ cấu song song. Bên cạnh đó ông cũng phổ biến thiết kế của E. Gough đến môi trường học thuật. Năm 1962, kỹ sư Klaus Cappel, từ Viện Franklin Research Laboratories ở Philadelphia, đã đề xuất thiết kế tương tự như của Gough để mô phỏng chuyển động và được cấp bằng sáng chế vào năm 1967.



Hình 1.1. Mô hình nguyên bản của cơ cấu Stewart [1]

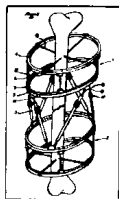


Hình 1.2. Thiết kế của Klaus Cappel [4]

Kể từ khi cơ cấu Stewart được giới thiệu để mô phỏng bay cho đến nay, cơ cấu này đã

được sử dụng trong nhiều lĩnh vực khác như robot, máy công cụ, cần cầu, nghiên cứu dưới nước, kính viễn vọng và trong phẫu thuật chỉnh hình [9]. Sau đây là một liệt kê tổng quan về các bằng sáng chế trên nền tảng Stewart-Gough áp dụng cho điều trị chấn thương chỉnh hình.

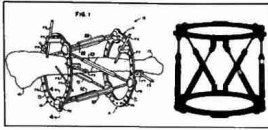
Bằng sáng chế đầu tiên mô tả một khung CĐN với sự điều chỉnh bằng sáu chân của một kỹ sư hàng không Pháp, Philippe Moniot, ngày 07/02/1985 [2,5]. Ông thiết kế dựa trên khung Iliszarov. Tuy nhiên, ông chưa đưa ra các cơ sở toán học cho thiết kế của mình.



Hình 1.3. Khung CĐN của Philippe Moniot [6].

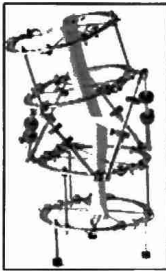
Ở Liên Xô, một bằng sáng chế đã được cấp cho S.I. Pislser và Y.N. Kostin ngày 03/10/1989 với cơ cấu điều chỉnh sáu trục. Ứng dụng này đã được áp dụng trong năm 1984, nhưng sự điều chỉnh vẫn chưa được thể hiện dưới dạng các phương trình toán học.

Người đầu tiên sử dụng toán học để giải phương trình điều chỉnh khung sáu bậc tự do là anh em Taylor ở Memphis, Tennessee. Năm 1994, Harold S. Taylor (kỹ sư) và J. Charles Taylor (bác sỹ) đã phát triển một chương trình máy tính dựa trên lý thuyết ma trận để xây dựng các phương trình. Thành công này cho ra đời các khung Taylor không gian (TSF) đã được cấp bằng sáng chế vào ngày 13/01/1997 [6]. Charlie Taylor thực hiện các ứng dụng lâm sàng đầu tiên của dụng cụ này vào năm 1995.



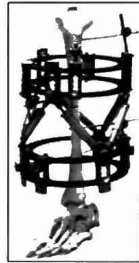
Hình 1.4. Khung cố định không gian của Taylor thế hệ đầu tiên [6] và thế hệ 2000 [7].

Cùng lúc đó, hai bác sĩ Klaus Seide và Dietmar Wolter ở Hamburg đã áp dụng khung Ilizarov bằng sáu chân và được cấp bằng sáng chế tại Đức ngày 18/01/1996 [2]. Tính toán của họ dựa trên những thí nghiệm được thực hiện bởi Rolf Stolte trên chuyển động cột sống tại bệnh viện St. Georg. Họ cũng tính toán trên cơ sở ma trận và giải các phương trình trên máy tính xác định những dữ liệu cần thiết khi thực hiện điều chỉnh. Ưu điểm của thiết bị này so với TSF là nó áp dụng tiêu chuẩn của khung Ilizarov. Hơn nữa, sự điều chỉnh chiều dài của các chân đạt đến độ chính xác 0,1 mm trong khi khung TSF không đạt đến mức này.



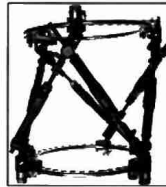
Hình 1.5. Khung CĐNKlaus Seide [1,3]

Một bằng sáng chế khác của Đức đã được cấp cho khung CĐNsáu chân Eisenberg vào ngày 5/7/1998. Nó cũng đã được sử dụng và thương mại hóa.



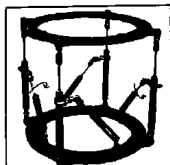
Hình 1.6. Khung CDN Eisenberg [2]

Gần đây, một khung sáu chân cải tiến của Leonid Solomin, Igor Utekhin và Vilenky ở St Petersburg, Liên bang Nga đã được cấp bằng sáng chế ngày 10/6/2010 [2]. Dụng cụ này được gọi là khung cố định ngoài SUV. Dụng cụ này có cấu trúc không gian hoàn toàn khác. Chỉ có ba chân kết nối với mỗi vòng, ba chân còn lại kết nối ở mỗi bên của các chân kia.



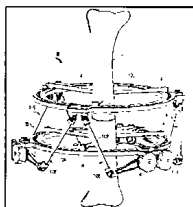
Hình 1 7. Khung cố định ngoài SUV [3]

Sự xuất hiện gần đây là khung Adam. Nó được phát triển vào năm 2009 tại Thổ Nhĩ Kỳ bởi công ty ISIN [2]. Nó là khung octopod chứ không phải hexapod. Nó có bốn chân giống cấu trúc Ilizarov kết hợp với bốn chân chống. Thiết kế này có ưu điểm về trực quan giống khung Ilizarov kết hợp với các đặc tính về mặt toán học của khung hexapod. Nó cũng cho phép chuyển động tương đối linh hoạt hơn giữa hai vòng.



Hình 1.8. Khung Adam [2]

Một sáng chế khác được công bố của Michael W. Mullaney ngày 22/12/2011[8]. Sự chuyển vị tương đối giữa hai vòng là do sự thay đổi góc quay của sáu cánh tay đòn nối với chân. Ưu điểm của phương pháp điều chỉnh này là khoảng cách giữa hai vòng có thể giảm xuống rất nhỏ trong khi các thiết kế khác bị giới hạn bởi chiều dài nhỏ nhất của các chân.



Hình 1.9. Khung hexapod Mullaney [8]

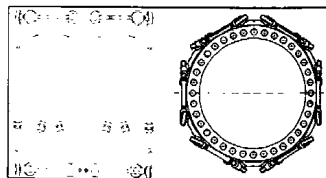
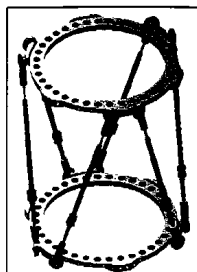
Hiện nay, các sáng chế liên quan đến dụng cụ CDN hexapod ngày càng nhiều, mở ra một xu hướng ứng dụng rộng rãi các dụng cụ này trong điều trị.

2. THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO MẪU KHUNG CỐ ĐỊNH NGOÀI HEXAPOD

2.1. Kết cấu của khung

Kết cấu của khung gồm vòng cố định và vòng di động. Trên các vòng bố trí các lỗ để

gắn đinh, kim hoặc dây. Các chân có thể thay đổi chiều dài liên kết với các vòng bằng các khớp cầu. Sự thay đổi chiều dài chân là do chuyển động trượt giữa thanh trượt trong ống dẫn dưới tác động của lực sinh ra do hoạt động của cơ cấu đai ốc và chốt ngang. Sự thay đổi chiều dài từng chân làm cho vòng di động đến đúng vị trí cần thiết. Sau khi đã được điều chỉnh đến chiều dài thích hợp, các đai ốc sẽ được xiết lại để cố định vị trí của thanh trượt, chiều dài chân được đảm bảo cho đến lượt điều trị tiếp theo.



Hình 2.1. Khung CDN hexapod dạng ống ren-thanh trượt

2.2. Vòng cố định và vòng di động

Theo tham khảo ý kiến các bác sỹ, một trong những loại vòng sử dụng nhiều trong điều trị có đường kính trong của các vòng là 140mm. Thông số này được sử dụng cho thiết kế được trình bày trong bài báo này.

2.2. Vòng cố định và vòng di động

Theo tham khảo ý kiến các bác sỹ, một trong những loại vòng sử dụng nhiều trong điều trị có đường kính trong của các vòng là 140mm. Thông số này được sử dụng cho thiết kế được trình bày trong bài báo này.

Đường kính vòng ngoài các khung được xác định nhờ thêm thông tin về đường kính các lỗ dùng để bố trí các chi tiết dùng để cố định xương thường là 8mm.

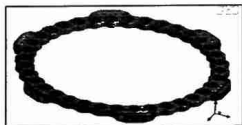
Những thông số này giúp hình thành hình dáng sơ bộ của các vòng. Từ thiết kế sơ bộ này, các vòng được tối ưu hình dáng hình học để giảm trọng lượng bằng cách lược đường kính vòng trong và vòng ngoài bao lấy các lỗ. Khối lượng các vòng sau quá trình này là 0,242kg.



Hình 2.2. Hình dáng các vòng sau khi tối ưu trong lượng

Phần mềm ANSYS được dùng để phân tích bền các vòng trong trường hợp khung CDN chịu tải trọng của một người trưởng thành là 700N [10, 11].

Đầu tiên, tiến hành chia lưới cho vòng.



Hình 2.3. Chia lưới vòng

Giả sử rằng tải trọng tác dụng vào vòng trong trường hợp sử dụng haidây Kirschner các dây tạo với nhau góc 90° và tải đúng tâm [10,11]. Điều kiện biên là chuyển vị của các lỗ gắn khớp cấu so với vị trí ban đầu bằng không. Sau quá trình mô phỏng, kết quả ứng suất và chuyển vị như hình sau:



Hình 2.4. Ứng suất tương đương xuất hiện trong vòng (đơn vị: MPa)



Hình 2.5. Chuyển vị của vòng (đơn vị: mm)

Ứng suất (Von Mises) lớn nhất xuất hiện trong vòng là 112 MPa nhỏ hơn ứng suất bền của inox304 và chuyển vị lớn nhất của khung CDN là 0,166mm. Các kết quả phân tích trong trường hợp tải đúng tâm, lệch tâm và tải mômen đều cho độ cứng tốt hơn so với các thí nghiệm trong [10,11].

2.3. Khớp cầu

Khớp cầu có hạn chế về phạm vi góc mở bị giới hạn, tuy phạm vi chuyển động bị giới hạn nhưng khớp cầu lại có ưu điểm hơn hẳn các loại khớp khác đó là nhỏ, gọn và khả năng chịu tải trọng tốt.

Mô hình hóa khớp cầu bao gồm chén và bi được mô tả bằng hình dưới đây.



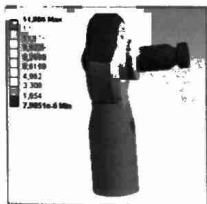
Hình 2.6. Mô hình khớp cầu

Giả sử lực nén vào các chân là 130N, lực này tác dụng lên khớp cầu gây ứng suất trên chén và bi, ta sẽ kiểm tra bên một số chi tiết của khớp cầu với vật liệu inox304.

Khi tiến hành chia lưới vật liệu, vì bề mặt cầu của chén và bi chịu lực tác dụng nên hai bề mặt này được giảm kích thước phần tử xuống để kết quả mô phỏng chính xác hơn. Điều kiện chuyển vị của khớp khi chịu tải trọng là bề mặt lắp với vòng sẽ không có sự dịch chuyển.



Hình 2.7. Chia lưới khớp cầu và đặt điều kiện biên



Hình 2.8. Ứng suất trong khớp cầu khi chịu tải



(a)



(b)

Hình 2.9. Phân bố ứng suất trong chén (a) và bi (b)

Ứng suất lớn nhất là 14,886Mpa thấp hơn ứng suất bền của vật liệu.

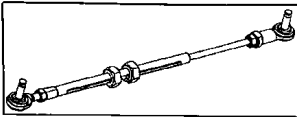
Ngoài phương án chế tạo từng chi tiết, các khớp cầu này có thể mua trên thị trường với kích thước và khả năng chịu tải được nhà sản xuất công bố. Dưới đây là ví dụ về một loại khớp cầu được bán trên thị trường với vật liệu inox.



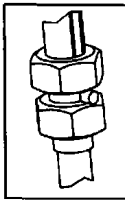
Hình 2.10. Khớp cầu trên thị trường

2.4. Chân

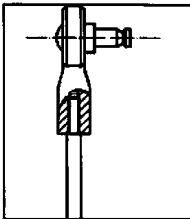
Mỗi chân gồm có ống ren ngoài M8x1 và thanh ren đường kính 4mm gắn với chốt đường kính 2mm. Chốt trượt trong rãnh trên ống ren, vị trí của chốt xác định bởi vị trí của cặp đai ốc trên ống ren. Chân của khung liên kết với khớp cầu bằng mối ghép ren M5x0,8.



Hình 2.11. Mô hình ống ren-thanh trượt



Hình 2.12. Cặp đai ốc cố định vị trí thanh trượt

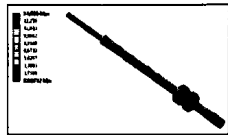


Hình 2.13. Lắp ghép giữa thanh trượt và khớp cầu

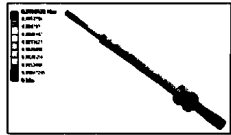
Tiến hành kiểm tra bền chân với lực dọc trục là 150N với vật liệu inox 304.



Hình 2.14. Chia lưới cho chân (a), đặt tải trọng và điều kiện biên (b)



Hình 2.15. Phân bố ứng suất trong chân

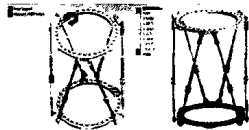


Hình 2.16. Phân bố chuyển vị của chân

Trong phân tích này, ứng suất lớn nhất là 14,9Mpa và chuyển vị lớn nhất là 0,006 mm.

2.5. Mô phỏng chuyển vị khung và xương

Mô hình khung sẽ được phân tích trong 3 trường hợp: Tải đúng tâm, tải lệch tâm, và tải mômen xoắn. Các chuyển vị và ứng suất của khung trong các trường hợp chịu lực và mômen cho trong bảng sau.

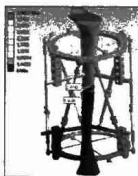


Hình 2.17. Mô phỏng trong trường hợp khung chịu mômen xoắn

	Tải đúng tâm	Tải lệch tâm	Tải mômen
Chuyển vị (mm)	0,141	0,181	0,343
Ứng suất (MPa)	161,6	201,1	152,6

Từ các số liệu trên, độ cứng của khung được tính toán và so sánh với số liệu có được trong tài liệu [12], các độ cứng của khung trong thiết kế này là tốt hơn so với khung Taylor và khung Illizarov.

Trong thực tế, khung thường được cố định với xương bằng các phần tử liên kết (dây, đinh, phần tử giữ dây, phần tử giữ đinh) nên độ cứng của ổ gãy sẽ khác nhau. Cấu trúc được xem xét ở đây dùng hai dây, hai đinh trên và dưới, các đinh tạo với nhau góc 120° , các đinh trên nằm cùng bên với các đinh dưới. Tải trọng 700N tác dụng lên phần trên xương chày, phần dưới cùng của xương bị khống chế chuyển vị. Mục tiêu của mô phỏng là xem xét chuyển vị của ổ gãy (chuyển vị của phần xương trên). Theo mô phỏng, chuyển vị của ổ gãy là 3,98mm. Số liệu này sẽ cung cấp thêm thông tin cho bác sĩ trong quá trình điều trị để tính toán chiều dài các chân hợp lý hơn.



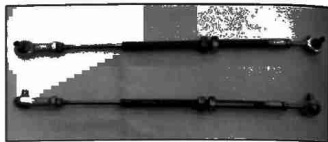
Hình 2.18. Chuyển vị của khung và xương

2.6. Hình ảnh một mẫu khung

Để tìm hiểu khả năng hoạt động của khung. Các tác giả đã tiến hành chế tạo một mẫu khung bằng vật liệu inox304.



Hình 2.21. Các chi tiết của một chân



Hình 2.22. Lắp ráp hoàn chỉnh một chân



Hình 2.23. Mẫu khung CĐN sáu chân

3. KẾT LUẬN

Bài báo trình bày những nội dung như sau: Khảo sát các loại khung CĐN dùng trong điều trị chấn thương chỉnh hình, phân tích và đề xuất kết cấu của khung CĐN hexapod, cải thiện trọng lượng khung CĐN theo hướng hợp lý hóa hình học một số chi tiết, chế tạo một mẫu khung CĐN theo những kết quả phân tích và hợp lý hóa. Khung CĐN mẫu được chế tạo bằng vật liệu inox304, trọng lượng 1,3kg khi lắp sáu chân và 1,5kg khi lắp tám chân. ❖

Ngày nhận bài: 12/3/2016

Ngày phản biện: 12/4/2016

Tài liệu tham khảo:

- [1]. Leonid Nicolaevich Solomin - The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices, Springer Science & Business Media, Feb 17, 2013, 3-9.
- [2]. Dror Paley - History and Science Behind the Six-Axis Correction External Fixation Devices in Orthopaedic Surgery, Oper Tech Orthop 21 (2011) 125-128.
- [3]. Dan Zhang - Parallel Robotic Machine Tools, Springer New York Dordrecht Heidelberg London, 2010, 1-5.
- [4]. Cappel Klaus L, inventor; Franklin Institute, assignee. Motion simulator. US patent 3295224. Jan 3, 1967.
- [5]. Philippe Moniot, inventeur; Isoire Aviation S.A. - FR., demandeur. Dispositif De Positionnement Tridimensionnel De Deux Pieces Quelconques, En Particulier De Deux Parties D'os, Et Permettant De Modifier Ledit Positionnement. FR2576774.7 février 1985.
- [6]. Harold S. Taylor, J. Charles Taylor, inventors; Smith & Nephew Richards, Inc., assignee. Orthopaedic fixation device. US patent 5702389. Dec 30, 1997.
- [7]. J. Charles Taylor - Correction of General Deformity with The Taylor Spatial Frame Fixator, 2002, 1.
- [8]. Michael W. Mullaney, inventor; Extraortho, Inc., assignee. Hexapod External Fixation System with Collapsing Connectors. US patent 20110313419. Dec 22, 2011.
- [9]. Lung-Wen Stai - Robot Analysis, A Wiley-Interscience Publication, 1999.
- [10]. Krishna P Baidya, Seeram Ramakrishna, A. Ritchie. M. Rahman. Advanced Textile Composite External Fixator Ring. Department of Mechanical and Production Engineering, National University of Singapore, Singapore.
- [11]. Ashish Khurana, Carlton Byrne, Sam Evans, Hiro Tanaka, Kartik Haraharan (2010). Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: A biomechanical study. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 5-23.
- [12]. B.B. Tan, R Shanmugam, R Gunalan, YP Chua, Hossain G, A Saw. A Biomechanical Comparison between Taylor's Spatial Frame and Ilizarov External Fixator. Malaysia Orthopaedic Journal 2014 Vol 8 No 2.
- [13]. Andrew Kemper, Craig McNally, Eric Kennedy, Sarah Manoogian, Stefan Duma. The Material Properties Of Human Tibia Cortical Bone In Tension And Compression: Implacations For The Tibia Index. Virginia Tech - Wake Forest, Center for Injury Biomechanics United States, Paper Number 07-0470.