

Mô phỏng sự tương tác giữa đệm xe lăn và mông - đùi cơ thể người sử dụng phương pháp phần tử hữu hạn

Simulation of the interaction between a wheelchair cushion and the user's buttock-thigh tissue using finite element method

Bùi Hệ Thống^{1,*}, Nguyễn Lê Văn¹, Võ Quang Trường¹, Tào Quang Bằng²

¹ Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật, Đại học Đà Nẵng

² Trường Đại học Bách khoa, Đại học Đà Nẵng

*Email: bhthong@ute.udn.vn

Tel: +84-236894883; Mobile: 0905860781

Tóm tắt

Từ khóa:

Đệm ghế xe lăn; Mô mông; Loét áp lực; Phần tử hữu hạn; Mô phỏng

Nghiên cứu này nhằm mục đích định lượng tác động của đệm xe lăn đối với việc cải thiện sự không tiện nghi và phòng chống loét áp lực cho bệnh nhân bị liệt các chi, hoặc người sử dụng xe lăn. Bằng cách mô phỏng sự tương tác giữa đệm xe lăn và mông-đùi nhằm xác định các yếu tố gây nên loét áp lực như: áp lực tại bề mặt mông - đùi và đệm, ứng suất bên trong mô mông - đùi, ứng suất cắt do ma sát tại bề mặt tiếp xúc... Trong nghiên cứu này, một loại đệm xe lăn sẽ được sử dụng để đánh giá bằng phương pháp phần tử hữu hạn đối với mô hình 3 chiều cơ y sinh, mô phỏng số được thực hiện bằng phần mềm Abaqus®. Các kết quả thu được trong nghiên cứu sẽ được so sánh với các nghiên cứu trước đây trong các tài liệu tham khảo nhằm đánh giá vai trò của đệm xe lăn trong việc phòng ngừa loét áp lực góp phần cải thiện chất lượng cuộc sống cho bệnh nhân sử dụng xe lăn.

Abstract

Keywords:

Seat wheelchair cushion; Buttock-thigh tissue; Pressure ulcers; Finite element; Simulation.

This research aims to quantify the impact of wheelchair cushions on improving comfort and prevent of pressure ulcers for patients with paraplegia or wheelchair users. By simulating the interaction between buttock-thigh tissue and the seat wheelchair cushion to identify factors that cause pressure ulcers such as pressure distribution at the interface of buttock-thigh/seat wheelchair cushion, stress on the buttock-thigh tissue, friction and shear stress at the contact surface between the buttock-thigh and the sitting position. In this study, a wheelchair cushion will be used to evaluate by the finite element method for the 3-dimensional biomechanical model, with the numerical simulation performed by Abaqus® software. The results obtained in the study will be compared with previous studies in the literature to evaluate the role of seat wheelchair cushion in the prevention of pressure ulcers, contributing to the improvement of the quality of life for wheelchair patients.

Ngày nhận bài: 24/7/2018

Ngày nhận bài sửa: 08/9/2018

Ngày chấp nhận đăng: 15/9/2018

1. GIỚI THIỆU

Theo báo cáo của Tổ chức Y tế Thế giới (WHO) năm 2008 [1], toàn thế giới, có khoảng 650 triệu người khuyết tật, con số này đã tăng lên khoảng 1 tỷ người theo báo cáo của WHO năm 2011 [2]. Trong đó có khoảng 200 triệu người gặp phải những khó khăn nghiêm trọng trong cuộc sống, ước tính rằng có khoảng 100 triệu người khuyết tật cần một chiếc xe lăn để sử dụng trong cuộc sống sinh hoạt hàng ngày. Ở Việt Nam, theo thống kê của Bộ LĐ-TB&XH, đến năm 2015 nước ta có khoảng 7 triệu người khuyết tật, chiếm 7,8% dân số, người khuyết tật đặc biệt nặng và nặng chiếm gần 29% [3]. Trong những năm tới đây, người khuyết tật sẽ trở thành một mối quan tâm lớn đối với toàn xã hội do sự gia tăng về số lượng, điều này được giải thích bởi dân số thế giới ngày càng già đi, hoặc do sự gia tăng các vấn đề về sức khỏe mãn tính như: tiểu đường, bệnh mạch vành, bệnh đột quỵ (tai biến mạch máu não), ung thư và rối loạn sức khỏe tâm thần...

Vì vậy, các nghiên cứu nhằm cải thiện sự tiện nghi cho người khuyết tật, người sử dụng xe lăn để phòng chống loét áp lực là vấn đề luôn luôn tồn tại và được nhiều nhà nghiên cứu quan tâm trên thế giới. Thật vậy, loét do áp lực xảy ra do nhiều nguyên nhân khác nhau, nhưng nguyên nhân chính là do áp lực tác dụng lên các mô mềm dẫn đến sự lưu thông máu hoàn toàn hoặc một phần bị tắc nghẽn (thiếu máu cục bộ) làm cho các tế bào bị chết dần và sinh ra hoại tử mô ở vùng tiếp xúc [4-5]. Người sử dụng xe lăn phải ngồi tại một vị trí trong khoảng thời gian kéo dài, điều này làm cho nguy cơ loét áp lực tăng cao do sự duy trì của áp lực và sự phân bố ứng suất trong mô-mông của họ...

Ở các nước tiên tiến trên thế giới, người ta rất chú trọng đến công tác nghiên cứu, phòng ngừa loét áp lực và cải thiện sự thoải mái đối với người sử dụng xe lăn và người tàn tật. Bởi vì, nguy cơ phải trả một chi phí điều trị rất cao, ví dụ ở Mỹ: chi phí cho một ca điều trị loét áp lực có thể lên đến khoảng 30.000 USD [6]. Trong y học lâm sàng, để cải thiện sự thoải mái và nâng cao chất lượng cuộc sống cho bệnh nhân sử dụng xe lăn. Các dụng cụ hỗ trợ và các công cụ phòng ngừa như giường đệm, đệm ghế ngồi, đệm trên xe lăn, đã được sử dụng [7-8]. Hiện nay, tồn tại rất nhiều loại đệm hỗ trợ xe lăn cho người khuyết tật trên thị trường. Tuy nhiên chất lượng của các loại đệm này vẫn còn là một ẩn số và rất khó đánh giá (do sự tốn kém trong việc đánh giá bằng thực nghiệm).

Hiện nay, nhiều nghiên cứu sử dụng các vật liệu đệm khác nhau để so sánh hiệu quả của các loại đệm trong việc cải thiện sự thoải mái và phòng ngừa của loét áp lực bằng phương pháp mô phỏng số và thực nghiệm [9-15]. Trong bài báo này, một mô hình phần tử hữu hạn 3 chiều (3D) được sử dụng để định lượng áp lực tại giao diện ở mô mông - đùi và đệm xe lăn cùng với sự phân bố ứng suất trong mô mông - đùi... Đặc tính siêu đàn hồi (hyperelastic) và đàn hồi nhớt (viscoelastic) sẽ được sử dụng để mô tả các hành vi cơ học của mô mông-đùi và đệm xe lăn. Vật liệu của đệm xe lăn được sử dụng là đệm bọt Polyurethane (PUR) khá phổ biến trên thị trường. Kết quả trong bài báo này sẽ được so sánh với các nghiên cứu trước đây nhằm đánh giá vai trò giảm áp lực và cải thiện sự tiện nghi cho người sử dụng xe lăn nói chung và người tàn tật nói riêng.

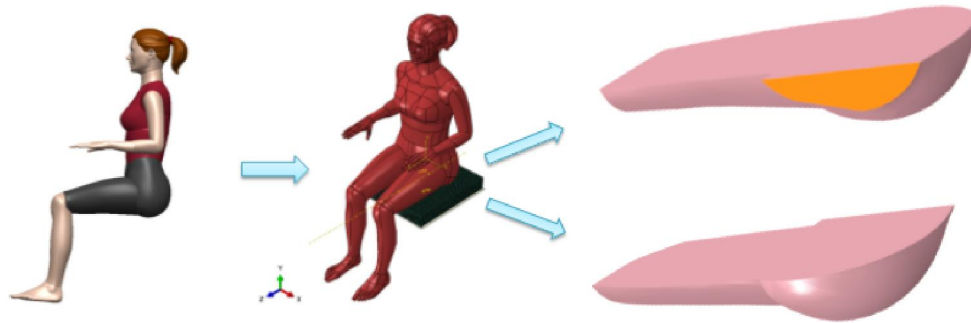
2. CƠ SỞ LÝ THUYẾT

2.1. Mô hình mông - đùi và đệm xe lăn

2.1.1. Mô hình mông - đùi

Mô hình mô mông - đùi được chọn dựa trên tiêu chuẩn ISO 16840-2: 2007 [16] và mô hình “Zygote Human Factors” có liên quan đến vị trí ngồi [17-18]. Mô hình này được thiết kế bởi

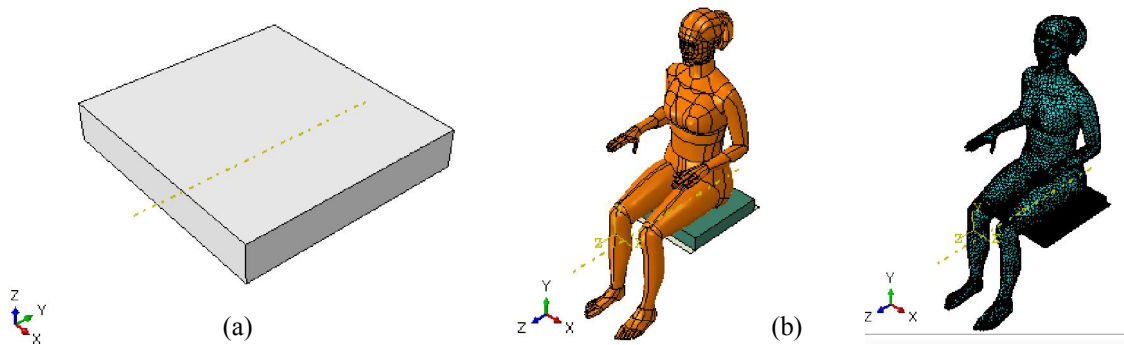
phần mềm SolidWorks như hình 1. Tổng chiều dài của mô hình mô phỏng là 450 mm. Do sự phức tạp của cấu trúc hình học mô phỏng cơ thể người, nên chúng tôi sử dụng mô hình đồng nhất hóa gồm mô phỏng cơ thể người để thực hiện các mô phỏng số ở phạm vi nghiên cứu này.



Hình 1. Chọn mô hình 3 chiều mô phỏng sử dụng trong nghiên cứu

2.1.2. Mô hình đệm xe lăn

Đệm xe lăn được sử dụng trong nghiên cứu này là một loại đệm bọt “Polyurethane” (PUR) được sử dụng trên thị trường, với kích thước $L \times W \times H = 460 \times 410 \times 70$ mm.



Hình 2. Mô hình 3 chiều (3D) đệm bọt Polyurethane (a) và mô hình CAD/phần tử hữu hạn cơ thể người/đệm (b)

Trong phạm vi của nghiên cứu này, chủ thể với tư thế ngồi tĩnh tại, giả thuyết 2 nửa cơ thể là đối xứng tuyệt đối. Để giảm thời gian tính toán, chúng tôi sẽ sử dụng một nửa mô hình 3D mô phỏng tiếp xúc với một nửa đệm ghế ngồi xe lăn trong phần tiếp theo của bài báo.

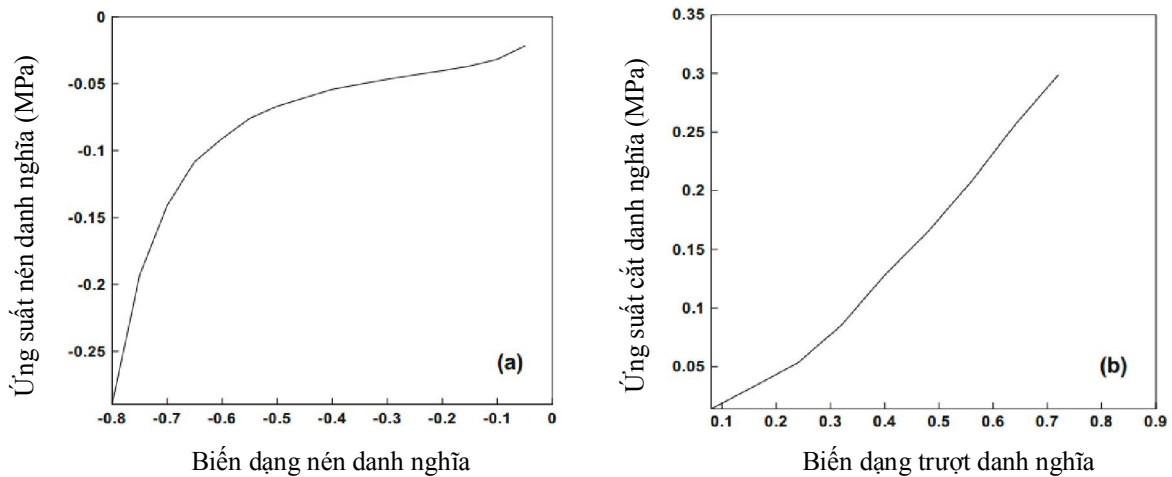
2.2. Vật liệu của đệm và mô phỏng - đũi

2.2.1. Đệm bọt “Polyurethane”

Đệm xe lăn được sử dụng trong nghiên cứu này được thiết kế bởi phần mềm ABAQUS® như trên hình 2 (a), và được làm từ vật liệu PUR có thuộc tính cơ học là: siêu đàn hồi (hyperelastic) và đàn hồi nhớt (viscoelastic). Vật liệu này được giới thiệu bằng một mô hình không tuyến tính, đẳng hướng, nén được. Trong việc xây dựng mô hình vật liệu đệm PUR siêu đàn hồi, mối quan hệ duy nhất giữa sự ứng suất và biến dạng được biểu diễn bằng một phương trình năng lượng - biến dạng đàn hồi, U , như sau:

$$U = \sum_i^N \frac{2u_i}{\alpha_i^2} \left\{ \lambda_1^{\hat{\alpha}_i} + \lambda_2^{\hat{\alpha}_i} + \lambda_3^{\hat{\alpha}_i} - 3 + \frac{1}{\beta_i} \left[(J^{el})^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right] \right\} \quad (1)$$

Trong đó, U - trạng thái năng lượng của vật liệu biến dạng, N - bậc của đa thức năng lượng biến dạng, $N = 1, 2, 3$ tương ứng, μ_i, α_i, β_i - các tham số vật liệu phụ thuộc nhiệt độ, $i = 1, 2, 3$; λ_i - Tỷ lệ co giãn chính, $i = 1, 2, 3$, J^{el} - tỷ lệ thay đổi thể tích của biến dạng đàn hồi và biến dạng nhiệt, tương ứng. Trong bài báo này, năng lượng biến dạng được sử dụng gồm 2 bậc ($N = 2$). Đặc tính vật liệu PUR được xác định bởi thí nghiệm nén đơn trục và thí nghiệm cắt đơn giản. Dữ liệu đường cong từ nghiên cứu của GRUJICIC [19] (hình 3) được áp dụng để xác định các thông số siêu đàn hồi và đàn hồi nhớt của vật liệu PUR.



Hình 3. Đường cong quan hệ giữa ứng suất và biến dạng: (a) - Nén một trục và (b) thử nghiệm cắt đơn giản được sử dụng trong việc xác định các thông số của vật liệu đệm PUR [19].

Thông số **hyperfoam** của vật liệu đệm (PUR) [19] được sử dụng trong mô phỏng bởi phần mềm ABAQUS® được tóm gồm các thông số sau: $\mu_1 = 164,861kPa; \alpha_1 = 8,88413; \beta_1 = 0$ và $\mu_2 = 0,023017kPa; \alpha_2 = -4,818; \beta_2 = 0$.

Đặc tính đàn hồi nhớt của vật liệu đệm PUR, được xác định dựa vào chuỗi Prony theo thời gian cho mô đun cắt được sử dụng. Do phụ thuộc thời gian của mô đun khối lượng thường khá nhỏ (0) đối với loại vật liệu này, nên đặc tính siêu đàn hồi của mô hình vật liệu được giới hạn trong mô đun cắt. Trong nghiên cứu này, mô đun cắt phụ thuộc thời gian, $G(t)$, được định nghĩa theo thuật ngữ của mô đun cắt tức thời, G_0 , như sau:

$$G(t) = G_0 - \sum_{i=1}^N G_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i^G}}) \quad (2)$$

Ở đó, τ_i^G là thời gian thư giãn và N là thứ tự của chuỗi Prony. G_0 và G_i tương ứng là mô đun cắt tức thời và tương đối, N là số bậc của chuỗi Prony ($N = 2$, trong nghiên cứu này). Các thông số đàn hồi nhớt được sử dụng trong bài báo này được trích dẫn từ [19] như sau: $G_1 = 0,3003; \tau_1 = 0,010014s$ và $G_2 = 0,1997; \tau_2 = 0,1002s$.

2.2.2. Mô mông - đùi

Do sự phức tạp lớn tồn tại trong tính chất vật liệu của cơ thể người. Vậy nên, để đơn giản hóa tính chất vật liệu như chúng tôi đã trình bày ở trên, một mô hình đồng nhất hóa mô mông - đùi cơ thể người đã được sử dụng, với tính chất vật liệu là tuyến tính, đẳng hướng, đồng nhất và gần như không nén được, có thuộc tính siêu đàn hồi với phương trình biến dạng lớn cho vật liệu của mô mông - đùi theo các tài liệu tham khảo [9, 17, 18]. Mô hình siêu đàn hồi Mooney - Rivlin được sử dụng cho hành vi cơ học của mô cơ mông - đùi. Mô hình được dựa trên sự biến thiên năng lượng biến dạng như được định nghĩa trong phương trình sau:

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{2}{D_1}(J - 1)^2 \quad (3)$$

U là năng lượng biến dạng trên một đơn vị thể tích; C_{10} , C_{01} - Các tham số vật liệu được sử dụng để mô tả các đặc tính cốt của vật liệu, D_1 - Thông số vật liệu được sử dụng để mô tả độ nén của vật liệu, \bar{I}_1 , \bar{I}_2 - Hai bất biến của dạng đẳng động tensors của chủng Cauchy-Green, J là khối lượng thay đổi tỷ lệ vật liệu sau và trước khi biến dạng.

Các thông số vật liệu cho mô mông - đùi được lấy từ [8] với Poisson 0.495 (Bảng 1).

Bảng 1. Thông số siêu đàn hồi Mooney - Rivlin của mô mông - đùi

C_{10} , MPa	C_{01} , MPa	D_1 , MPa ⁻¹
0,00165	0,00335	2

Bảng 2. Thông số đàn hồi nhớt của mô mông - đùi

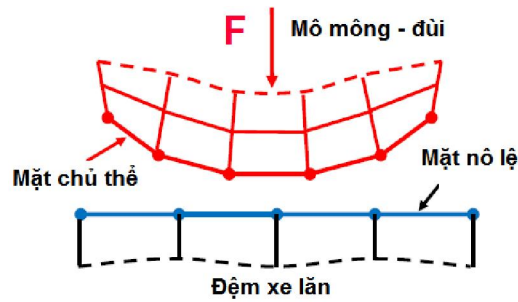
g_1	k_1	τ_1 (s)
0,5	0,5	0,8

Tương tự như đặc đàn hồi nhớt của vật liệu mô mông-đùi được xác định tương tự như vật liệu PUR của đệm xe lăn, bằng cách sử dụng mô hình chuỗi Prony theo thời gian như phương trình (2). Các thông số đàn hồi nhớt cho vật liệu của mô mông - đùi được thiết lập là $g_1 = 0,5$, $k_1 = 0,5$ và $\tau_1 = 0,8$ s (Bảng 2) [9, 17, 18].

2.3. Mô phỏng số sự tương tác giữa đệm xe lăn và mông - đùi cơ thể người

2.3.1. Tương tác giữa mô mông - đùi và đệm ghế xe lăn

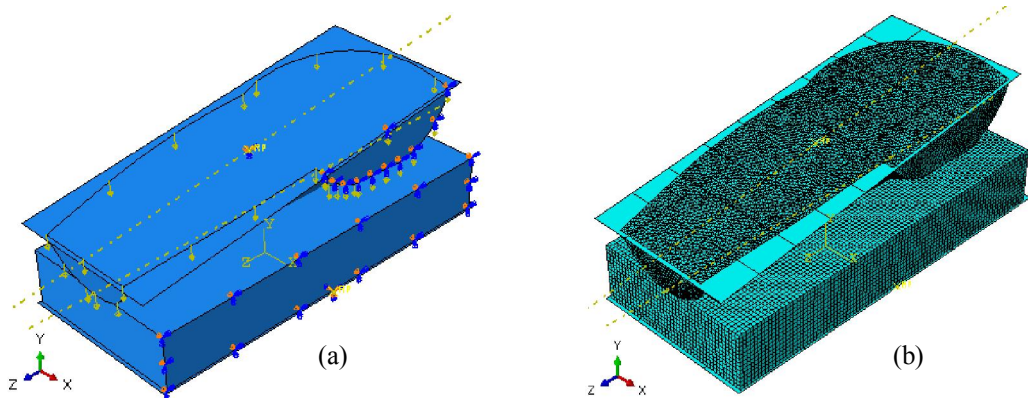
Sự tương tác giữa mô mông - đùi và đệm xe lăn được phân tích trong ABAQUS®/ Explicit 6.13 sử dụng thuật toán cặp tiếp xúc. Sự tương tác của cặp tiếp xúc được xác định bởi bề mặt của mô mông - đùi với bề mặt đệm xe lăn. Bề mặt ngoài của mô mông - đùi được định nghĩa là “bề mặt chủ” và bề mặt đệm được định nghĩa là “bề mặt nô lệ” (Hình 4) [18]. Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã sử dụng một thuật toán liên hệ phương pháp hình phạt với sự trượt hữu hạn (ma sát Coulomb) cho mô phỏng số. Dạng tiếp xúc là “bề mặt với bề mặt”, hệ số ma sát 0,5 [9, 19] được sử dụng nhằm xác định cặp tiếp xúc giữa mô hình “mông - đùi” và “đệm xe lăn”. Bề mặt trên của mô mông - đùi được liên kết với một tấm bề mặt cứng nhắc bằng cách tiếp xúc “đính kết”. Trong nghiên cứu này một nửa mô mông - đùi/đệm xe lăn PUR được sử dụng để giảm thời gian tính toán.



Hình 4. Mô tả sự tương tác giữa mô mông - đùi và đệm xe lăn

2.3.2. Tải trọng áp dụng và điều kiện biên

Tải trọng được áp dụng trong bài báo này là một trọng lượng 75 kg. Hình 5, cho thấy các điều kiện tải và ranh giới giữa mô mông - đùi và đệm xe lăn PUR. Trong mô hình này, một trọng lượng 37,5 kg đại diện cho một nửa mô mông - đùi (một nửa trọng lượng cơ thể) đã được áp dụng. Bề mặt đáy của đệm xe lăn được cố định. Mô mông-đùi được sử dụng trong nghiên cứu này được phép xoay quanh trục X và tịnh tiến theo trục Y. Gia tốc trọng trường $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ được áp dụng cho trường hợp của nghiên cứu.



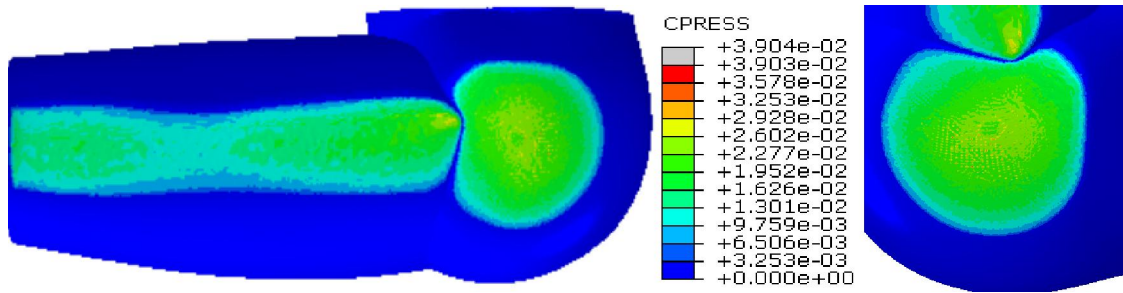
Hình 5. Mô hình CAD 3 chiều và phần tử hữu hạn mô mông-đùi/đệm xe lăn PUR sử dụng trong mô phỏng số

Trong mô hình phần tử hữu hạn (hình 5. b), chúng tôi sử dụng loại phần tử tứ diện C3D4 được sử dụng cho mô mông - đùi (159775 phần tử; 30427 nút) và dạng khối 8 nút C3D8R cho mô hình đệm PUR (52808 phần tử; 58590 nút).

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

3.1. Áp lực tiếp xúc

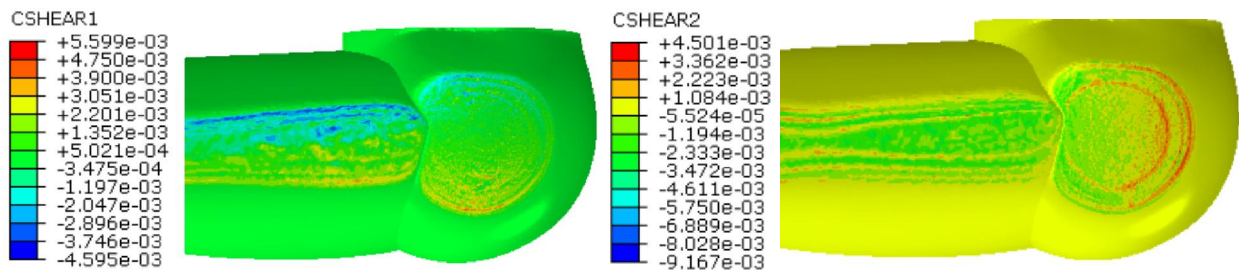
Như hình 6, áp suất tiếp xúc lớn nhất là 39,04 kPa được tập trung tại bề mặt mô mông - đùi/đệm nơi mà trọng lượng cơ thể tập trung nhiều nhất. Khi so sánh này với kết quả (175,8 kPa) thu được trong nghiên cứu [17, 18] với một loại đệm tổ ong, trong cùng điều kiện mô hình hóa ở cùng vị trí ngồi, kết quả của nghiên cứu này cho thấy sự giảm áp lực tiếp xúc khoảng 4,5 lần. Điều này cho thấy vật liệu đệm và cấu trúc đệm xe lăn là rất quan trọng trong việc giảm áp lực phân bố. Là một trong những yếu tố góp phần hạn chế sự hình thành và phát triển của loét áp lực, cũng như cải thiện sự thoải mái của vị trí ngồi đối với người sử dụng xe lăn.



Hình 6. Áp lực phân bố tại bề mặt mũi - mũi

3.2. Phân bố áp suất cắt

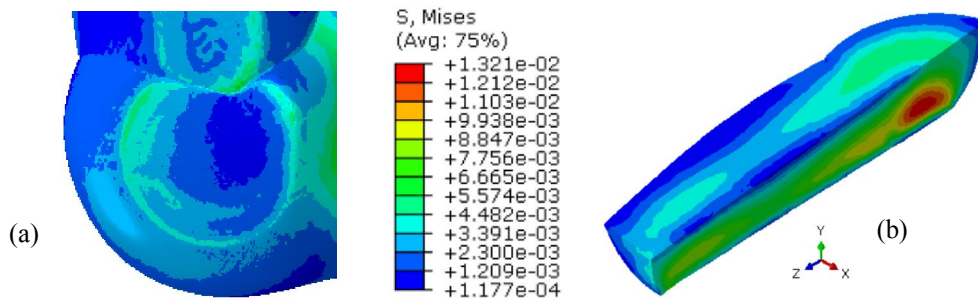
Các kết quả trong hình 7 được lấy theo hệ số ma sát không đổi trong điều kiện tĩnh (0,5). Trong mô hình nghiên cứu của chúng tôi, giá trị áp suất cắt phân bố lớn nhất tại bề mặt là 5,6 kPa. So sánh với áp suất cắt tại bề mặt mũi - mũi trong trường hợp sử dụng đệm tổ ong (thermoplastic polyurethane) [17-18] giá trị này nhỏ hơn rất nhiều lần (5,6 kPa so với 57 kPa).



Hình 7. Áp suất cắt tại bề mặt tiếp xúc trên mũi-mũi

3.3. Ứng suất bên trong mô mũi - mũi

Trong nghiên cứu này, ứng suất von Mises tập trung ở mũi - mũi được xác định bằng phương pháp phần tử hữu hạn. Hình 8. a, b cho thấy sự phân bố của ứng suất tương đương von Mises ở bề mặt và bên trong mô mũi - mũi. Giá trị cực đại của ứng suất von Mises ở mũi là 13,21 kPa. Giá trị này nhỏ hơn các giá trị trong mô hình 2D và 3D được tìm thấy trong tài liệu. Trong mô hình 2D, Oomens et al. [20] tìm thấy von Mises lớn nhất là 180 kPa. Trong các mô hình 3D, Verver et al. [10] và Makhsous et al. [12] định lượng tác động của da, mỡ, cơ và xương trên mô mũi - mũi. Đối với cả hai nghiên cứu, các tác giả thu được các giá trị 45 - 50 kPa và 40 - 50 kPa, tương ứng cho các vị trí ngồi tương tự như những phân tích trong nghiên cứu này.



Hình 8. Ứng suất von Mises tại bề mặt mũi - mũi (a) và bên trong mô mũi - mũi (b)

4. KẾT LUẬN

Một phương pháp phần tử hữu hạn 3D đã được phát triển cho mô hình đệm xe lăn và mô hình - đùi cơ thể người. Kết quả của nghiên cứu này cho thấy rằng đệm xe lăn loại PUR được sử dụng là thích hợp với khả năng giảm áp lực tại bề mặt và ứng suất trong mô mỡ - đùi, điều này sẽ giúp cải thiện sự tiện nghi và ngăn chặn sự hình thành của vết loét áp lực đối với bệnh nhân sử dụng xe lăn. Về cơ bản, kết quả cho thấy đệm PUR là một trong những mô hình phù hợp nhất và hiệu quả so sánh với các loại đệm thương mại khác trên thị trường. Bước tiếp theo của nghiên cứu này sẽ tích hợp mô hình cơ nhiệt để xét đến sự ảnh hưởng của phân bố nhiệt độ đến loét áp lực và sự không thoải mái đối với người sử dụng xe lăn.

LỜI CẢM ƠN

Nghiên cứu này sử dụng kinh phí của đề tài KHCN Cấp Đại học Đà Nẵng (Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật) năm 2018-2020, chủ nhiệm đề tài: TS. Bùi Hệ Thống.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. World Health Organization. 2008. Guide pour les services de fauteuils roulants manuels dans les régions à faibles revenus.
- [2]. Organisation mondiale de la Santé et Banque mondiale, 2011. Rapport mondial sur le handicap.
- [3]. <https://tieplua.net/tin-tuc/so-lieu-thong-ke-ve-nguoi-khuyet-tat-viet-nam-141.html>; trích dẫn ngày 28/06/2018.
- [4]. Husain, T., 1958. An experimental study of some pressure effects on tissues, with reference to the bed-sore problem. *The Journal of Pathology*, 66(2), 347–358.
- [5]. NPUAP, EPUAP, 2009. Prevention and treatment of pressure ulcers: clinical practice guideline, Washington DC: National Pressure Ulcer Advisory Panel.
- [6]. Bennett, G., Dealey, C. and Posnett, J., 2004. The cost of pressure ulcers in the UK. *Age and ageing*, 33(3), 230–235.
- [7]. Ferguson-Pell, M.W., 1990. Technical considerations--seat cushion selection. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49.
- [8]. Sprigle, S., Chung, K.C. and Brubaker C.E., 1990. Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(2), 135–139.
- [9]. Tang, C.Y., Chan, W. and Tsui, C.P, 2010. Finite element analysis of contact pressures between seat cushion and human buttock–thigh tissue. *Engineering*, 2(9), 720–731.
- [10]. Verver, M.M., Van Hoof, J., Oomens, C.W.J., Wismans, J.S.H.M. and Baaijens, F.P.T, 2004. A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(4), 193–203.
- [11]. Mohanty, P.P. and Mahapatra, S.S, 2014. A finite element approach for analyzing the effect of cushion type and thickness on pressure ulcer. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4), 499–509.
- [12]. Makhsous, M., Lim, D., Hendrix, R., Bankard, J., Rymer, W.Z. and Lin, F, 2007. Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and

validation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(4), 517–525.

[13]. Stinson, M.D., Porter-Armstrong, A.P. and Eakin, P.A., 2003. Pressure mapping systems: reliability of pressure map interpretation, *Clinical Rehabilitation*, 17, 504-511.

[14]. Gutierrez, E.M., Alm, M., Hultling, C. and Saraste, H., 2004. Measuring seating pressure, area, and asymmetry in persons with spinal cord injury, *Eur Spine J*, 13 (4), 374-379.

[15]. Trewartha, M., Stiller, K., 2011. Comparison of the pressure redistribution qualities of two airfilled wheelchair cushions for people with spinal cord injuries, *Australian occupational therapy journal*, 58 (4), 287-292.

[16]. Norme ISO, 2007. Wheelchair seating -- Part 2: Determination of physical and mechanical characteristics of devices intended to manage tissue integrity -- Seat cushions.

[17]. Bui, H.T., Pradon, D., Lestriez, P., Debray, K. and Taiar, R., 2018. The prevention of pressure ulcers: biomechanical modelization and simulation of human seat cushion contributions. *Springer as Lecture Notes in Mechanical Engineering*. 80, 1157-1170.

[18]. Bui, H.T., Lestriez, P., Pradon, D., Debray, K. and Taiar, R., 2018. Biomechanical modeling of medical seat cushion and human buttock-tissue to prevent pressure ulcers. *Russian Journal of Biomechanics*, 22 (1), 37-47.

[19]. Grujicic, M., Pandurangan, B., Arakere, G., Bell, W.C., He, T. and Xie, X., 2009. Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants. *Materials & Design*. 30(10), 4273–4285.

[20]. Oomens, C.W., Bressers, O.F., Bosboom, E.M., Bouten, C.V. and Blader, D.L., 2003. Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 6 (3), 171-180.