

MÔ HÌNH HÓA VÀ MÔ PHỎNG TƯƠNG TÁC CƠ-NHIỆT GIỮA ĐỆM XE LĂN VÀ MÔNG-ĐÙI CƠ THỂ NGƯỜI SỬ DỤNG PHƯƠNG PHÁP PHẦN TỬ HỮU HẠN

MODELING AND SIMULATING THERMAL-MECHANICAL INTERACTION BETWEEN WHEELCHAIR CUSHIONS AND HUMAN BUTTOCKS-THIGHS VIA THE FINITE ELEMENT METHOD

Bùi Hệ Thống, Hồ Trần Anh Ngọc

Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật - Đại học Đà Nẵng; bhtong@ute.udn.vn, htangoc@ute.udn.vn

Tóm tắt - Bài báo này nhằm xác định sự tương tác cơ-nhiệt giữa đệm xe lăn và mông-đùi cơ thể người nhằm đánh giá để cải thiện sự tiện nghi, cũng như phòng chống loét áp lực đối với người sử dụng xe lăn. Bằng phương pháp mô hình hóa và mô phỏng phần tử hữu hạn sự tương tác giữa đệm xe lăn và mông-đùi nhằm xác định các yếu tố có thể gây nên loét áp lực như là: áp suất tại bề mặt mông-đùi và đệm, ứng suất bên trong mông-đùi, nhiệt độ phân bố tại bề mặt tương tác... Trong bài báo này, một mô hình phần tử hữu hạn cơ y sinh 3 chiều (3D) gồm cơ thể người và đệm "Bọt Polyurethane" của xe lăn được sử dụng. Mô phỏng số được thực hiện bằng phần mềm Abaqus® 6.13. Các kết quả thu được trong nghiên cứu sẽ chỉ ra các trị số về áp lực, ứng suất bên trong mông-đùi và nhiệt độ phân bố tại bề mặt mông-đùi và đệm, nhằm giúp người khuyết tật, người sử dụng xe lăn nhận thức được vai trò của đệm trong việc cải thiện chất lượng cuộc sống hàng ngày.

Từ khóa - đệm xe lăn; mô mông-đùi; loét áp lực; phần tử hữu hạn; mô hình hóa; mô phỏng.

Abstract - This paper is aimed at determining and evaluating thermal-mechanical interaction between wheelchair cushions and human buttocks-thighs to improve comfort as well as to prevent pressure ulcers in wheelchair users. The method of modeling and simulation interaction between the wheelchair cushion and the buttocks-thighs is employed to identify factors that can cause pressure ulcers such as pressure distribution at the interface, stress inside the buttocks-thighs, and temperature distribution at surface interaction. In this paper, a three-dimensional (3D) biomechanical finite element model including the human body and "Polyurethane foam" cushions of a wheelchair is used. The numerical simulation is performed via the Abaqus® 6.13 software. The results of the study show the pressure and temperature values at the buttocks and cushions of wheelchairs in order to help raise awareness of disabled people and wheelchair users about the role of wheelchair cushions in improving the quality of daily life.

Key words - wheelchair cushion; buttocks-thighs; pressure ulcers; finite element; modelling; simulation.

1. Đặt vấn đề

Theo báo cáo của Tổ chức Y tế Thế giới (WHO) năm 2011 [1], toàn thế giới, có khoảng 1 tỷ người khuyết tật (người gặp phải một hoặc nhiều khiếm khuyết về thể chất và tinh thần mà vì thế gây ra suy giảm đáng kể và lâu dài đến khả năng thực hiện các hoạt động, sinh hoạt hàng ngày). Trong đó có khoảng 200 triệu người gặp phải những khó khăn nghiêm trọng trong cuộc sống, và 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% [2].

Do phải ngồi liên tục tại một vị trí trên xe lăn trong nhiều giờ (khoảng 12-16h/ngày) [3]. Điều này gây nên nhiều vấn đề bất tiện trong cuộc sống đối với người khuyết tật, người sử dụng xe lăn. Những yếu tố cơ – nhiệt sinh ra tại vùng tiếp xúc giữa mông-đùi và đệm xe lăn như: áp lực tiếp xúc, ứng suất cắt tại bề mặt do ma sát gây nên, ứng suất bên trong do sự tương tác giữa mô mông-đùi và hệ xương, nhiệt độ tại vùng tiếp xúc, độ ẩm... Các yếu tố này ngoài việc tạo nên sự không thoải mái, còn gây ra một bệnh lý mà người ta gọi là "loét áp lực". Đây là một bệnh lý đang thách thức với toàn nhân loại trong thời đại hiện nay, và trong tương lai do sự già đi của dân số thế giới, làm gia tăng số lượng người khuyết tật và người sử dụng xe lăn. Với chi phí điều trị có thể lên đến 30.000 USD cho một ca loét áp lực ở Mỹ, tùy thuộc vào cấp độ của vết loét áp lực. Và chi phí hàng năm để điều trị bệnh lý loét áp lực ở Mỹ lên đến 1,3 tỷ USD [4].

Vậy nên, việc nghiên cứu cải thiện sự thoải mái, phòng

chống loét áp lực đối với người khuyết tật sử dụng xe lăn được nhiều tổ chức y tế, nhà sản xuất và nhà nghiên cứu trên thế giới quan tâm. Các nhà sản xuất đã cho ra đời nhiều loại đệm phòng chống loét áp lực, cải thiện sự thoải mái... 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, có 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 [5-11]. Tuy nhiên, những nghiên cứu này phần lớn sử dụng các mô hình phần tử hữu hạn 2 chiều (2D), hoặc sử dụng phương pháp tạo hình mông-đùi cơ thể người bằng phương pháp MRI, CT-Scan... còn nhiều hạn chế.

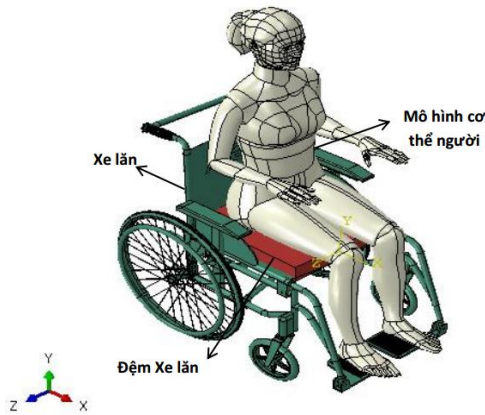
Trong bài báo này, một mô hình phần tử hữu hạn 3 chiều (3D) được sử dụng để định lượng các yếu tố cơ – nhiệt tương tác tại bề mặt mô mông-đùi và đệm xe lăn. Mục đích chính của nghiên cứu này là xác định các yếu tố có thể gây ra loét áp lực đối với người khuyết tật sử dụng xe lăn như: áp suất tại bề mặt mông – đùi, ứng suất von Mises, áp suất cắt do ma sát gây nên, nhiệt độ...

2. Cơ sở lý thuyết

2.1. Mô hình mông-đùi và đệm xe lăn

Mô hình mô mông-đùi cơ thể người được chọn dựa trên tiêu chuẩn ISO 16840-2: 2007 [12] từ mô hình "cơ thể người" có liên quan đến vị trí ngồi được sử dụng bởi [13-14]. Mô hình này được thiết kế bởi phần mềm SolidWorks như Hình 1. Do sự phức tạp của cấu trúc hình học của mông-đùi cơ thể người, nên nhóm tác giả sử dụng trong nghiên cứu

này một mô hình 3D đồng nhất hóa gồm mô cơ có thể biến dạng, có khối lượng là 75 kg để thực hiện mô phỏng số.



Hình 1. Mô hình cơ thể người sử dụng xe lăn và đệm

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 được đặt cố định trên bề mặt xe lăn và tiếp xúc có ma sát với mông-đùi cơ thể người (Hình 1).

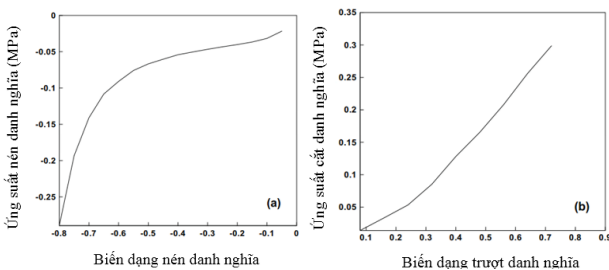
2.2. Vật liệu

2.2.1. Đệm bọt “Polyurethane” (PUR)

Đệm xe lăn được sử dụng trong nghiên cứu này được thiết kế bởi phần mềm ABAQUS® như trên Hình 1, 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:

$$U = \sum_i^N \frac{2u_i}{\alpha_i^2} \left\{ \hat{\lambda}_1^{\alpha_i} + \hat{\lambda}_2^{\alpha_i} + \hat{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta_i} \left[(J^{el})^{-\alpha_i \beta_i} - 1 \right] \right\} \quad (1)$$

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 [9] (Hình 2) được áp dụng để xác định các thông số siêu đàn hồi và đàn hồi nhớt của vật liệu PUR.



Hình 2. Đồ thị quan hệ giữa ứng suất và biến dạng: (a) - Nén đơn trục và (b) thí nghiệm cắt đơn giản được sử dụng trong việc xác định các thông số của vật liệu đệm PUR [9]

Thông số **hyperfoam** của vật liệu đệm (PUR) [9] được sử dụng trong mô phỏng bởi phần mềm ABAQUS® được tóm gọn các thông số sau: $\mu_1 = 164,861 \text{ kPa}$; $\alpha_1 = 8,88413 \text{ kPa}$; $\beta_1 = 0$ và $\mu_2 = 0,023017 \text{ kPa}$; $\alpha_2 = -4,818 \text{ kPa}$; $\beta_2 = 0$;

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: $G_1 = 0,3003$; $\tau_1 = 0,010014 \text{ s}$ và $G_2 = 0,1997$; $\tau_2 = 0,1002 \text{ s}$.

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 nhóm tác giả đã trình bày ở trên: một mô hình đồng nhất hóa mô mềm cơ thể người đã được sử dụng, với tính chất vật liệu là không 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, 13-14]. 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 cắt 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 chúng 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

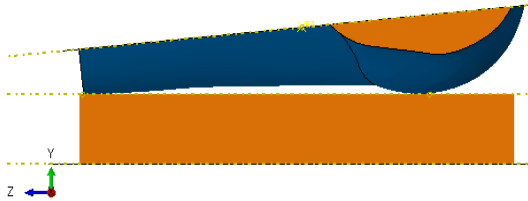
Tương tự như đặc đàn hồi nhớt của vật liệu mô mông-đùi được xác định tương tự như vật liệu PUR của đệm xe lăn, bằng cách sử dụng mô hình chuỗi Prony theo thời gian như phương trình (2). Các thông số đàn hồi nhớt cho vật liệu của mô mông-đùi được thiết lập là $g_1 = 0,5$, $k_1 = 0,5$ và $\tau_1 = 0,8 \text{ s}$ [9, 13-14].

2.3. Tương tác cơ-nhiệt

2.3.1. Tương tác giữa mô mông-đùi và đệm 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 cập 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. Trong nghiên cứu này, nhóm tác giả đã sử dụng một thuật toán liên hệ bằng 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 [6, 9, 13-14] được sử dụng nhằm xác định cặp tiếp xúc của 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 “đỉnh kết”.



Hình 3. Mô tả sự tương tác cơ-nhiệt giữa mô mông-đùi và đệm xe lăn

Pennes [15] và Fiala [16] đã phát triển cơ chế truyền nhiệt xảy ra trong mô sống của cơ thể người, được gọi là công thức truyền nhiệt cơ y sinh. Phương trình vi phân này mô tả sự truyền nhiệt đồng nhất, trong một thể tích mô không giới hạn như sau:

$$k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_m + \beta(T_b - T) = \rho C_v \frac{\partial T}{\partial t} \quad (4)$$

Trong phương trình này, k : là hệ số dẫn nhiệt của mông-đùi [$\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$]; T : nhiệt độ của mông-đùi [$^{\circ}\text{C}$]; q_m : là dòng nhiệt trao đổi chất [W.m^{-3}]; $\beta(T_b - T)$: là sự truyền của dòng máu trong mô mông-đùi, với $\beta = \rho_{bl} \cdot W_{bl} \cdot C_{bl}$ (thuật ngữ đối lưu nhiệt, trong đó ρ_{bl} là mật độ máu [kg.m^{-3}], W_{bl} là tỷ lệ di chuyển của máu [$\text{m}^3.\text{s}^{-1}.\text{m}^{-3}$], C_{bl} là nhiệt dung riêng của máu [$\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$]); T_b là nhiệt độ của máu ở động mạch [$^{\circ}\text{C}$]. Sự kết hợp này được cân bằng bởi lưu lượng nhiệt trong khối lượng mô (vế bên phải của phương trình (4)), trong đó ρ là mật độ mô [kg.m^{-3}], điện dung nhiệt [$\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$], t là thời gian (s).

Trong nghiên cứu này, nhóm tác giả đã cố định nhiệt độ của mông-đùi là 34°C , nhiệt độ phòng là 20°C theo [16]. Thời gian tương tác (thời gian ngồi) giữa mông-đùi cơ thể người và đệm xe lăn được thực hiện trong một khoảng thời gian 35 phút. Để giảm thời gian tính toán đối với mô hình truyền nhiệt phần tử hữu hạn, nhóm tác giả giả định mô hình đối xứng tuyệt đối và miền tính toán là một nửa mô hình mông-đùi cơ thể người và đệm xe lăn. Quá trình tương tác nhiệt giữa mông-đùi và đệm xe lăn được trình bày trong Hình 3.

Phương pháp phần tử hữu hạn được sử dụng để mô phỏng sự tương tác nhiệt trong tiếp xúc giữa mông-đùi và đệm xe lăn là một hàm theo thời gian. Phương trình tổng quát chung về truyền nhiệt có thể được trình bày dưới dạng [17].

$$\rho C_v \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + S \quad (5)$$

Trong đó, nhiệt độ cục bộ của đệm xe lăn là T [$^{\circ}\text{C}$], thay

đổi theo tọa độ, không gian và thời gian t (s). Các thuộc tính của vật liệu trong phương trình (5): k , ρ , và C_v là độ dẫn nhiệt vật liệu [$\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$], mật độ [kg.m^{-3}] và nhiệt dung riêng [$\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$], tương ứng. Thuật ngữ nguồn, S là nhiệt sinh ra trên một đơn vị thể tích cho các nút. Nhiệt độ của đệm được giả định đặt trong môi trường có nhiệt độ 20°C , đó là nhiệt độ môi trường xung quanh, được sử dụng trong mô phỏng. Phương trình (5) là phương trình trao đổi nhiệt giữa hai vật thể tiếp xúc trực tiếp với nhau, có nghĩa là các vùng tiếp xúc giữa mô mông-đùi và đệm xe lăn. Đối với các khu vực không tiếp xúc, trao đổi nhiệt giữa mô mông-đùi, đệm xe lăn và môi trường xung quanh xảy ra do đối lưu và bức xạ nhiệt.

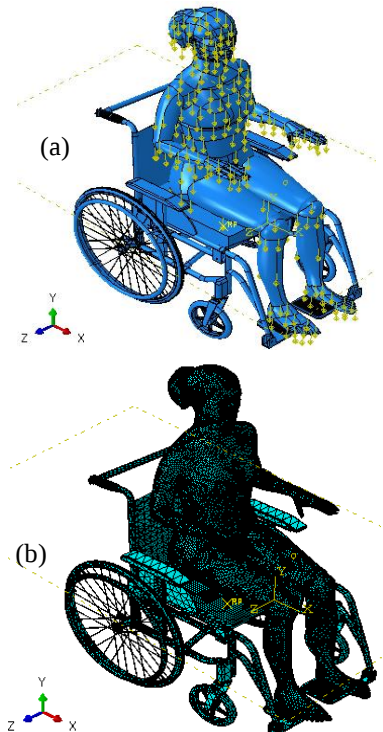
Các thông số nhiệt của vật liệu đệm PUR và mô mông-đùi trong mô phỏng này được thể hiện trong Bảng 2 [17-18].

Bảng 2. Tính chất nhiệt của mông-đùi và đệm xe lăn ở nhiệt độ phòng cho mô phỏng

Vật liệu	Hệ số dẫn nhiệt ($\text{W.C}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	Nhiệt dung riêng ($\text{J.kg}^{-1}.\text{C}^{-1}$)	Khối lượng riêng (kg.m^{-3})
Mông-đùi	$k_1 = 0,4$	$C_{v1} = 3470$	1100
Đệm PUR	$k_2 = 0,033$	$C_{v2} = 1100$	175

2.3.2. Tải trọng áp dụng và điều kiện biên

Tải trọng được áp dụng trong bài báo này là một cơ thể người có khối lượng 75 kg. Đối với bài toán nhiệt phần tử hữu hạn như giả định ở trên, nhóm tác giả sử dụng một nửa mô hình mô mông-đùi (có khối lượng là 37.5 kg). Hình 4.a, cho thấy các điều kiện tải và ranh giới giữa mô mông-đùi và đệm xe lăn PUR. Bề mặt đáy của đệm xe lăn được cố định trên xe lăn. Mô mông-đùi cơ thể người ngồi tĩnh tại và tương tác có ma sát với đệm xe lăn PUR 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.



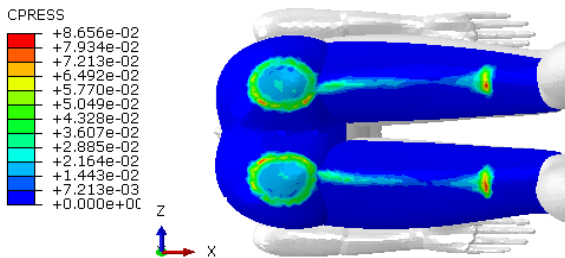
Hình 4. Điều kiện biên (a) và lưới phần tử hữu hạn (b) trong mô hình mông-đùi/đệm xe lăn

Trong mô hình phần tử hữu hạn (Hình 4.b), nhóm tác giả sử dụng loại phần tử tứ diện C3D4 được sử dụng cho mô hình cơ thể người (455961 phần tử; 88799 nút) và dạng khối 8 nút C3D8R cho mô hình đệm PUR (13202 phần tử; 15792 nút); xe lăn được giả định là tuyệt đối cứng (73053 phần tử loại R3D3; và 36060 nút).

3. Kết quả và thảo luận

3.1. Áp lực tiếp xúc

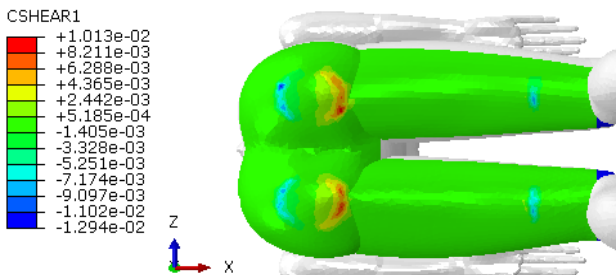
Như Hình 5, áp suất tiếp xúc lớn nhất là 86,5 kPa được tập trung tại bề mặt mô mông-đùi cơ thể người/đệm xe lăn nơi mà trọng lượng cơ thể tập trung nhiều nhất. Khi so sánh này với kết quả (175,8 kPa) thu được trong nghiên cứu [13-14] với một loại đệm tổ ong (Thermoplastic Polyurethane), trong cùng điều kiện mô hình hóa ở cùng vị trí ngồi, kết quả của nghiên cứu này cho thấy sự giảm áp lực tiếp xúc khoảng 2,03 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 5. Áp lực phân bố tại bề mặt mông-đùi

3.2. Phân bố áp suất cắt

Các kết quả trong Hình 6 được lấy theo hệ số ma sát không đổi trong điều kiện tĩnh (0,5). Trong mô hình nghiên cứu của nhóm tác giả, giá trị áp lực cắt phân bố lớn nhất tại bề mặt là 10,13 kPa. So sánh với áp suất cắt tại bề mặt mông-đùi trong trường hợp sử dụng đệm tổ ong (Thermoplastic Polyurethane) [13-14] giá trị này giảm 5,6 lần (10,13 kPa so với 57 kPa). Điều này được giải thích là trong trường hợp nghiên cứu này, cấu trúc của đệm PUR là đệm đặc và phẳng nên diện tích tiếp xúc giữa mông-đùi và đệm xe lăn tăng đáng kể so với trường hợp của nghiên cứu [13-14] (đệm lỗ tổ ong) trong cùng điều kiện ma sát.

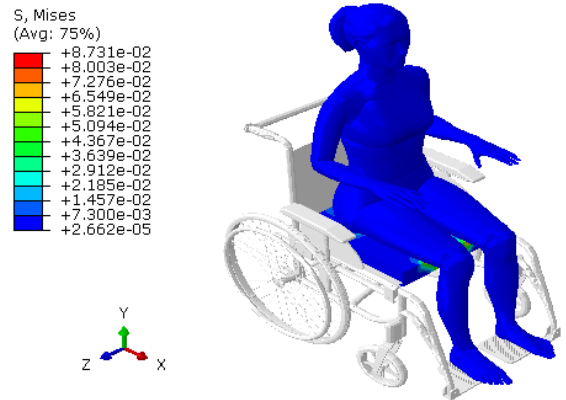


Hình 6. Áp suất cắt tại bề mặt tiếp xúc trên mông-đùi

3.3. Ứng suất bên trong mô mông-đùi

Trong nghiên cứu này, ứng suất von Mises tập trung ở mông-đùi và đệm xe lăn được xác định bằng phương pháp phần tử hữu hạn. Hình 7 cho thấy sự phân bố của ứng suất

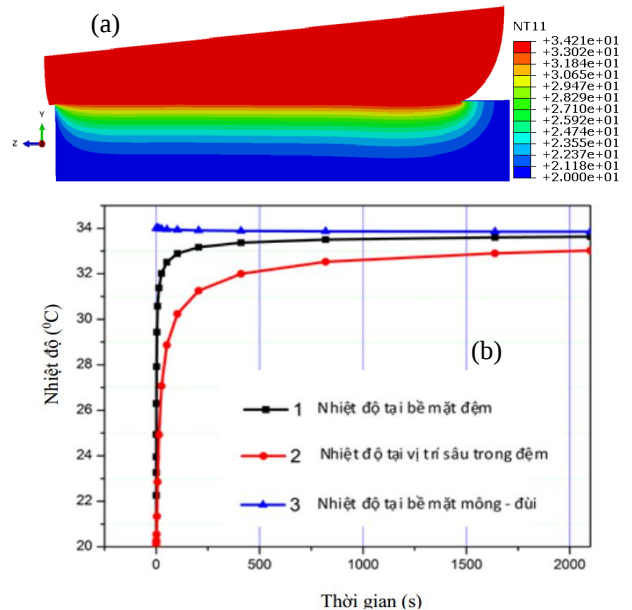
tương đương von Mises chủ yếu ở bề mặt tương tác giữa mông-đùi và đệm xe lăn. Giá trị ứng suất von Mises lớn nhất là 87,31 kPa.



Hình 7. Ứng suất von Mises đối với mô hình mô mông-đùi/ đệm và xe lăn

3.4. Nhiệt độ phân bố tại bề mặt tương tác

Hình 8.a cho thấy sự phân bố nhiệt độ mô phỏng tại bề mặt tiếp xúc giữa mô mông-đùi cơ thể người và đệm xe lăn sau 35 phút ngồi. Nhiệt độ cao nhất thu được ở bề mặt đệm PUR là 33,74°C. Có thể nhận thấy rằng, hầu hết các vị trí có nhiệt độ lớn nhất đều tập trung ở bề mặt tiếp xúc hoặc vị trí gần đó. Ở nơi khác vị trí xa mô mông-đùi (không tiếp xúc trực tiếp với mô mông), có nhiệt độ thấp hơn.



Hình 8. Nhiệt độ phân bố trên mông đùi và đệm (a); đồ thị biến thiên nhiệt độ tại các vùng trên đệm (b)

Dựa vào Hình 8.b, chúng ta có thể thấy rằng nhiệt độ trên bề mặt của đệm PUR tăng nhanh trong giai đoạn đầu tiên của mô phỏng (khoảng 6 phút đầu tiên). Giá trị nhiệt độ tại bề mặt đệm PUR tăng rất nhanh từ 20°C đến 32,7°C. Điều này là do sự chênh lệch nhiệt độ đáng kể giữa mô mông-đùi và đệm. Sau đó, nhiệt độ trên đệm tiếp tục tăng tương đối với tốc độ chậm trong giai đoạn từ 6 - 22 phút (với giá trị nhiệt độ tăng từ 32,7 đến 33,2°C). Trong thời gian còn lại, từ 22 đến 35 phút, nhiệt độ tăng lên đến giá trị cực đại và sau đó bão hòa ở 33,74°C.

4. Kết luận

Một phương pháp phần tử hữu hạn 3D đã được phát triển cho mô hình đệm xe lăn và mô hình cơ thể người. Kết quả của nghiên cứu này cho thấy rằng đệm xe lăn loại PUR được sử dụng là thích ứng với khả năng giảm áp lực tại bề mặt, nhiệt độ và ứng suất tại bề mặt tương tác, điều này sẽ giúp cải thiện sự thoải mái và ngăn chặn sự hình thành của vết loét áp lực đối với bệnh nhân sử dụng xe lăn. Bước tiếp theo của nghiên cứu này, nhóm tác giả sẽ tích hợp mô hình 3D có xét đến sự ảnh hưởng của lớp da và hệ xương, để định lượng áp suất cắt với các hệ số ma sát tiếp xúc thay đổi và áp lực bên trong mô và xương. Đồng thời đánh thực hiện mô phỏng đánh giá các tư thế ngồi khác nhau đến sự thay đổi của áp lực.

Lời cảm ơn

Nghiên cứu này được tài trợ bởi Quỹ Phát triển khoa học và công nghệ Đại học Đà Nẵng trong đề tài có mã số: B2018-ĐN06-12.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Organisation mondiale de la Santé et Banque mondiale: Rapport mondial sur le handicap (2011), http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_fr.pdf.
- [2] WEB; <https://tieplua.net/tin-tuc/so-lieu-thong-ke-ve-nguoi-khuyet-tat-viet-nam-141.html>; trích dẫn ngày 28/06/2018.
- [3] Sonenblum, S.E., Sprigle, S.H., Martin, J.S., 2016. Everyday sitting behavior of full-time wheelchair users. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 55(5), 585-598.
- [4] Bennett, G., Dealey, C. and Posnett, J., 2004. The cost of pressure ulcers in the UK. *Age and ageing*, 33(3), 230-235.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Norme ISO, 2007. Wheelchair seating -- Part 2: Determination of physical and mechanical characteristics of devices intended to manage tissue integrity -- Seat cushions.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] Pennes, H. H., 1978. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J. Appl. Physiol.* 1, 93-121.
- [16] Fiala, D., 1998. Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort. Thesis institute of energy and sustainable development De Montfort University Leicester.
- [17] S.Paulke, E.Kreppold. The application of thermal simulation techniques for seat comfort optimizations. P+Z Engineering and BMW Group, 2008.
- [18] Shaw, A., Pay, N.M., Preston, R.C., Bond, A.D. Proposed standard thermal test object for medical ultrasound, *Ultrasound Med Biol*, 25 (-), 121-132, 1999.

(BBT nhận bài: 03/10/2018, hoàn tất thủ tục phản biện: 18/10/2018)