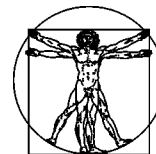


DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.04

УДК 531/534:[57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИЦИНСКОЙ ПОДУШКИ ДЛЯ СИДЕНИЯ И ЯГОДИЧНОЙ ТКАНИ С ЦЕЛЬЮ ПРОФИЛАКТИКИ ВОЗНИКНОВЕНИЯ ПРОЛЕЖНЕЙ

Х.Т. Буй¹, Ф. Лестрэ¹, Д. Прадон², К. Дебрэ¹, Э. Абди³, Р. Таяр¹

¹ Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur (GRESPI/MAN), Université de Reims Champagne-Ardenne (URCA), 9 Villa Douce, 51097 REIMS Cedex, Reims, France, e-mail: he-thong.bui@etudiant.univ-reims.fr, redha.taiar@univ-reims.fr

Исследовательская группа в области инженерных наук, Университет Реймса в Шампань-Арденны, Реймс, Франция

² Université de Versailles, Centre d'Investigation Clinique et d'Innovation Technologique Hôpital Raymond Poincaré, 104 Boulevard Raymond Poincaré, 92380, Garches, France, e-mail: didier.pradon@rpc.aphp.fr

Версальский университет, Больница Раймона Пуанкаре, Гарш, Франция

³ Montclair State University, 1 Normal Avenue, NJ 07043, Montclair, United States of America, e-mail: ellieabdi@verizon.net

Государственный университет города Монтклер, Монтклер, США

Аннотация. Хорошо известно, что улучшение комфорта в сидячем положении необходимо в качестве медицинской помощи для профилактики образования пролежней. В последние годы образование пролежней стало растущей социальной и медицинской проблемой, поэтому производители пытаются находить лучшие решения. Контактное взаимодействие между ягодицами и подушкой для сиденья является главным фактором в ощущении комфорта потребителя. В данной статье представлена конечно-элементная трехмерная модель контакта ягодиц с медицинской подушкой для сиденья с ячеистой структурой, которая изготовлена из термопластичного полиуретана для инвалидных кресел. Результаты показали, что использование подушки является необходимым и адаптируемым фактором для уменьшения напряжений в ягодицах и предотвращения образования пролежней.

Ключевые слова: биомеханика, метод конечных элементов, ячеистая структура, подушка для сиденья, ягодичная ткань, пролежни, термопластичный полиуретан.

ВВЕДЕНИЕ

Пролежни возникают из-за давления, приложенного к мягкой ткани, что приводит к полному или частично затрудненному кровообращению в ней [8, 16]. Потребители инвалидных колясок проводят длительное время в сидячем положении, что влечёт за собой повышенный риск возникновения пролежней в ягодицах вследствие высокого давления и напряжений [4]. Согласно отчетам организации *Global Burden Disease* (2013) и «Смертность и причины смерти» (2015), в 2013 г. было зарегистрировано до 29 000 смертей, вызванных пролежнями. Это число увеличилось на 14 000 смертей по сравнению с 1990 г. [2]. Всемирная организация здравоохранения

© Буй Х.Т., Лестрэ Ф., Прадон Д., Дебрэ К., Абди Э., Таяр Р., 2018

Буй Хе-Тон, аспирант, Университет Реймса в Шампань-Арденны, Реймс

Лестрэ Филипп, доцент, Университет Реймса в Шампань-Арденны, Реймс

Прадон Дидье, профессор, Версальский университет, Гарш

Дебрэ Карл, доцент, Университет Реймса в Шампань-Арденны, Реймс

Абди Элли, профессор, Государственный университет города Монтклер, Монтклер

Таяр Редха, профессор, Университет Реймса в Шампань-Арденны, Реймс

[12] сообщила, что по всему миру насчитывается 650 миллионов инвалидов, а около 10 % нуждаются в инвалидных колясках для повседневной жизни. Стоимость лечения может достигать до 12 500 евро на человека [3]. Поэтому для достижения вышеуказанной цели следует двигаться в направлении изменения дизайна продукта или выбора продукта с наиболее подходящими функциями [10, 19, 22]. В последнее время в нескольких исследованиях сообщается о влиянии некоторых материалов, таких как пенополиуретан, *SAF6060 (sodium acetate sulfate)*, подушки с ячейками, заполненными воздухом, подушки из вязкоэластичной пены для улучшения комфорта сидения и снижения риска возникновения пролежней [11, 17, 24–26].

Ранее были опубликованы исследования с использованием двумерных (2D) и трехмерных (3D) моделей конечных элементов для определения распределения напряжений в модели «седалищный бугор – мышечная ткань» и давления в области контакта «ягодицы – подушка для сидения» [11, 17, 18, 20, 23, 24, 26, 27].

В работе Леви и соавт. [17] производилось исследование, в котором двумерный конечно-элементный расчёт подушки с ячейками, заполненными воздухом, сравнивали с результатами расчёта модели «пенистой подушки» в аспекте предотвращения пролежней в положении лёжа. Также авторы продемонстрировали ограничения двумерного конечно-элементного моделирования. Аналогичные ограничения для 2D-модели были показаны Моханти и соавт. [20]. Для того чтобы изучить вертикальные колебания для развития пролежней, Танг и соавт. [24] рассмотрели двумерную конечно-элементную задачу контакта тугой ткани и ягодич с подушкой для сиденья. В исследовании сравнивались гиперупругая и вязкоупругая модели поведения материала. Было показано, что двумерная модель оказывается недостаточной и требуется пространственный 3D-анализ. Вервер и соавт. [26] разработали конечно-элементную 3D-модель человеческих ягодич с использованием *MADYMO 6.0* для прогнозирования реалистичных распределений давления в суставах для двух видов подушки: жесткой и деформируемой. Сжимающее давление, эквивалентные напряжения и деформация мышц, жира и кожи под костным выступом внутри ягодичной ткани были найдены Махсусом и соавт. [18]. В рассматриваемых моделях для описания механического поведения подушки для сиденья использовалась только гиперупругая модель. Кроме того, не рассматривались мягкие ткани человека и не учитывался вязкоупругий отклик.

Трёхмерная конечно-элементная модель прототипа автомобильного сиденья для улучшения комфорта водителя в сидячем положении была разработана в работе [11]. В клиническом анализе с использованием магнитно-резонансной томографии Вагнак и соавт. [27] разработали трёхмерную конечно-элементную модель контакта и получили распределение напряжений на поверхности «ягодицы – подушка для сиденья». Результаты показали, что внутренние и пиковое давления в контурной пенной подушке значительно ниже по сравнению с плоской пенной подушкой.

В данном исследовании используется трёхмерная конечно-элементная модель для количественной оценки давлений на границе раздела «ягодицы – подушка для сиденья» и распределения напряжений в ягодичной ткани. Для описания механического поведения ткани, ягодич и подушки для сиденья использовались гиперупругие и вязкоупругие модели. Термопластичный полиуретан (новый материал) использовался для создания подушки с современным дизайном. Результаты могут способствовать повышению комфорта пациентов, пользующихся инвалидными колясками, и для профилактики пролежней.

МЕТОДОЛОГИЯ

Разработка моделей ягодичной ткани и подушки для сидения

Модель ягодичной ткани была выбрана на основе стандартов 16840-2: 2007 *ISO* [14], а модель человека в сидячем положении была разработана с использованием ресурса *Zygotе Human Factors* [28]. Модель была разработана в программном продукте *SolidWorks*, как показано на рис. 1. Общая длина модели ягодицы – ткань для мужчины составила 450 мм.



Рис. 1. Компьютерная 3D-модель системы «ягодицы – ткань»

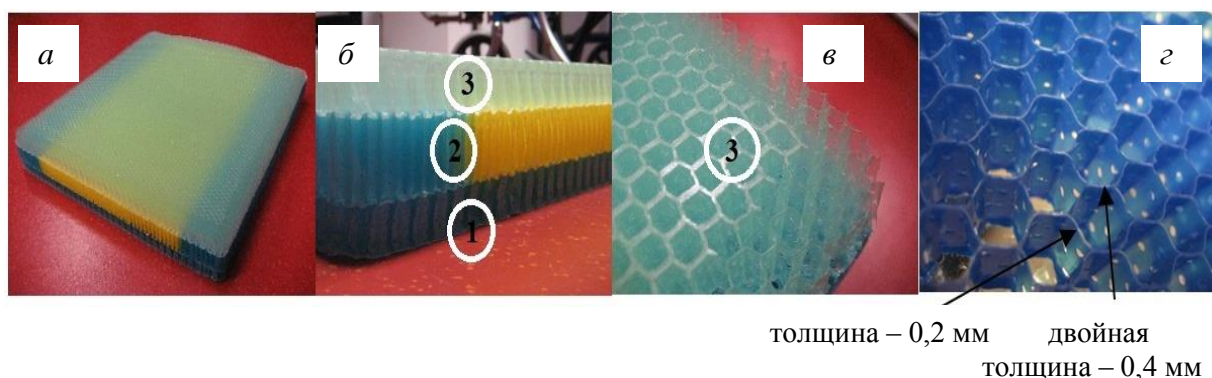


Рис. 2. Подушка для сидения *Stimulite*[®] с ячеистой структурой: *a* – общий вид подушки; *б* – три горизонтальных слоя (1 – нижний; 2 – промежуточный; 3 – верхний); *в* – слой для снижения напряжений сдвига на поверхности контакта; *z* – толщина ячейки

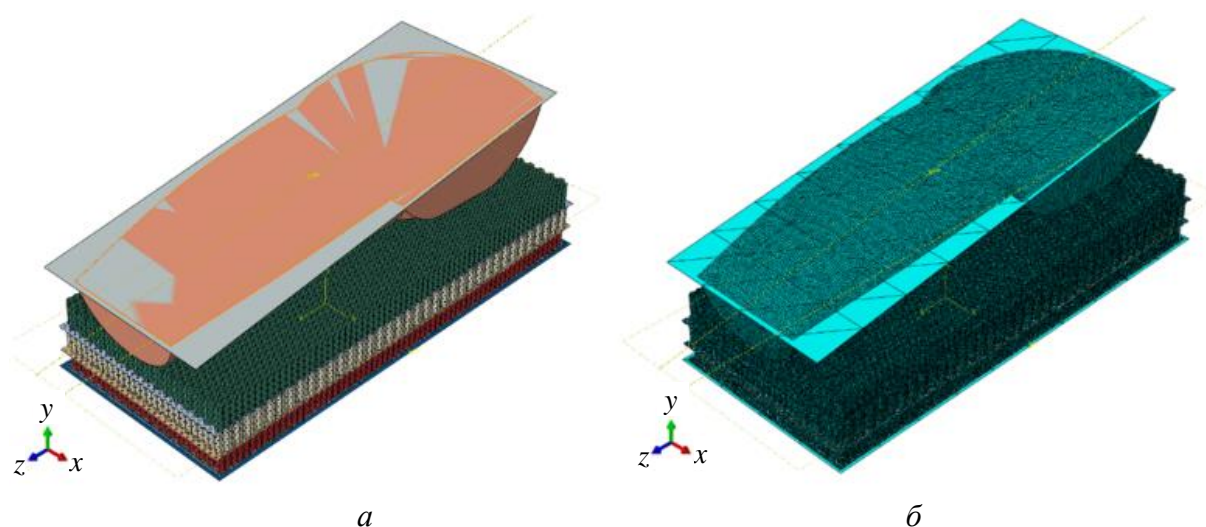


Рис. 3. Трехмерная модель взаимодействия системы «ягодицы – подушка для сидения»: *a* – общий вид модели; *б* – конечно-элементная модель

Модели ягодичной ткани и подушки для сидения

Рассматривалась модель плоской подушки для сидения *Stimulite*[®] с ячеистой структурой [23]. Размеры длина × ширина × высота = 460 × 410 × 70 мм (рис. 2, а). Подушка состоит из трех слоев перфорированной гексагональной ячеистой структуры и разделена горизонтальными листами (см. рис. 2, б). Ячейка имеет шесть двойных граней толщиной 0,4 мм, и четыре одинарных грани толщиной 0,2 мм, и несколько поперечных отверстий диаметром 1,3 мм (см. рис. 2, в). На верхнем слое находится прозрачный слой (см. рис. 2, в) для уменьшения сдвиговых напряжений на границе «ягодицы – подушка для сиденья».

С учётом симметрии структуры и для снижения времени расчета модели в данном исследовании была создана только половина модели «ягодицы – подушка для сидения с ячеистой структурой» [7] в программном пакете *Abaqus* (версия 6.13) [1], как показано на рис. 3, а, б, в том числе конечно-элементная модель. Для повышения качества расчёта были выбраны конечные элементы, которые создавали хорошую сетку, и было проведено сравнение с другими опубликованными моделями [7, 11, 18, 21, 26, 27]. Модель «ягодицы – подушка для сидения с ячеистой структурой» состояла из 10 500 256 элементов с 5 084 925 узлами. Тип элемента для разбиения большей части геометрии – тетраэдр *C3D4* (1 623 344 элемента), а размер элемента – 1 мм. Тип элемента для подушки с ячеистой структурой – треугольник *S3R* с размером 1 мм (8 586 042 элемента). Три горизонтальных листа разделены тремя слоями, которые разбивались на треугольные конечные элементы *S3R* (размером 1 мм).

Модели материалов

Подушка для сидения с ячеистой структурой

Подушка для сидения с ячеистой структурой производства компании *Supracor Cotrapu* изготовлена из термопластичного полиуретанового эластомера с гиперупругим, не зависящим от скорости нагружения, и вязкоупругим поведением. Для изотропных гиперупругих материалов функция энергии деформации W может быть записана в рамках инвариантов тензора деформации I_i ($i = 1, 2, 3$) или удлинения по главным осям λ_i ($i = 1, 2, 3$) [15], т.е.

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \text{ или } W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3). \quad (1)$$

Если считать материал несжимаемым (т.е. $I_3 = 1$), то (1) станет функцией двух переменных I_1 и I_2 . В этом случае для описания гиперупругого поведения изотропного несжимаемого материала применяется модель Муни–Ривлина (таблица). Тогда потенциал функции энергии деформации W может быть записан в виде

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

где \bar{I}_1 , \bar{I}_2 – первый и второй инварианты тензора деформации Коши–Грина, J – относительное изменение объёма. В (2) C_{10} , C_{01} и D_1 – материальные константы, связь между которыми определяется как $D_1 = \frac{1-2\nu}{C_{10} + C_{01}}$, где ν – коэффициент Пуассона.

Параметры материала подушки с ячеистой структурой были получены из экспериментов на растяжение и сжатие с использованием машины для испытаний *INSTRON 33R4204*. На рис. 4, а представлена экспериментальная кривая, полученная в результате испытаний термопластичного полиуретана. Некоторые материальные параметры были найдены и использованы для модели согласно работе Каниата и Иванковича [15].

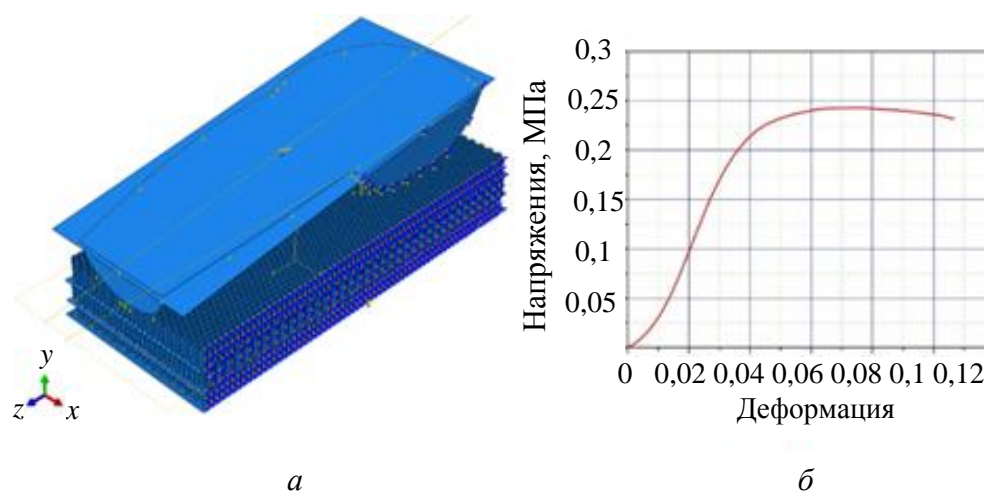


Рис. 4. Модель взаимодействия ягодич и подушки для сидения: *а* – нагрузки и граничные условия в модели «ягодицы – подушка для сидения с ячеистой структурой»; *б* – кривая напряжение–деформация для материала подушки для сидения с ячеистой структурой (термопластичный полиуретановый эластомер) из эксперимента, полученного с помощью машины для испытаний *INSTRON 33R4204*

Параметры гиперупругой модели Муни–Ривлина для подушки с ячеистой структурой и ягодичной ткани

| Параметр | Значение |
|-----------------------------------|----------|
| для подушки с ячеистой структурой | |
| C_{10} , МПа | 1,24 |
| C_{01} , МПа | 0,01 |
| D_1 , МПа ⁻¹ | 0,008 |
| для ягодичной ткани | |
| C_{10} , МПа | 0,00165 |
| C_{01} , МПа | 0,00335 |
| D_1 , МПа ⁻¹ | 2 |

Вязкоупругие параметры подушки с ячеистой структурой [15] были найдены из зависимости нормализованных напряжений с начальным значением σ_0 от времени. Вязкоупругая модель была получена из тестов на релаксацию путем подбора функции в виде ряда Прони с тремя слагаемыми (3):

$$E(t) = 6,5 (1 + 0,023e^{-t/12} + 0,08e^{-t/98} + 0,034e^{-t/1600}). \quad (3)$$

Ягодичная ткань

Уравнения теории упругости с большими деформациями применялись для описания поведения материала в данной модели. Гиперупругая модель Муни–Ривлина [11] использовалась для описания влияния мышц. Модель основана на виде функции энергии деформации, как показано в (4):

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{2}{D_1} (J - 1)^2. \quad (4)$$

Здесь W – плотность энергии деформации; \bar{I}_1, \bar{I}_2 – первый и второй инварианты, которые определяются следующим образом:

$$\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2, \quad (5)$$

$$\bar{I}_2 = \bar{\lambda}_1^{(-2)} + \bar{\lambda}_2^{(-2)} + \bar{\lambda}_3^{(-2)}. \quad (6)$$

Девиаторные части удлинений по главным осям находятся следующим образом: $\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i$, где λ_i – удлинения по главным осям. Параметры для ягодичной ткани были взяты из [5, 9, 11, 25]. В уравнении (4) C_{10}, C_{01} и D_1 – материальные параметры, ν – коэффициент Пуассона ($\nu \cong 0,495$) (см. таблицу).

Вязкоупругое поведение ягодичной ткани было определено с использованием разложения в ряд Прони [24]. Модуль сдвига при релаксации $G(t)$ имеет вид

$$G(t) = G_0 - \sum_{i=1}^N G_i (1 - e^{-\frac{t}{\tau_i^G}}), \quad (7)$$

где τ_i^G – время релаксации; N – число членов ряда. G_0 и G_i – мгновенный и относительный модули сдвига. Вязкоупругие параметры для ягодичной ткани были взяты как $g_1 = 0,5, k_1 = 0,5$ и $\tau_1 = 0,8$ с [24, 25].

Численное моделирование контакта медицинской подушки и ягодич

Численная процедура

Численная процедура была реализована с использованием явной схемы и диагональных элементов матрицы массы. Уравнения движения тела были интегрированы с использованием следующей явной разностной схемы:

$$u_{(i+\frac{1}{2})}^y = u_{(i-\frac{1}{2})}^y + \frac{\Delta t_{(i+1)} - \Delta t_{(i)}}{2} \dot{u}_{(i)}^y \quad (8)$$

и

$$u_{(i+\frac{1}{2})}^N = u_{(i)}^N + \Delta t_{(i+1)} \dot{u}_{(i+\frac{1}{2})}^y, \quad (9)$$

где u^N – степень свободы (перемещение или угол поворота), а нижний индекс i относится к приращению на явном динамическом шаге. Оператор центральной разностной интеграции является явным, так что кинематическое состояние продвигается с использованием известных значений и от предыдущего приращения на динамическом шаге $u_{(i-\frac{1}{2})}^y$ и $\dot{u}_{(i)}^y$ [1].

Контактное взаимодействие между ягодичной тканью и подушкой для сидения

Контактное взаимодействие между ягодичными тканями и подушкой с ячеистой структурой было проанализировано в программном продукте *ABAQUS* 6.13-4 с использованием алгоритма контактной пары. Контактная пара – две взаимодействующие между собой площадки (ягодичная ткань и подушка для сидения). Внешняя поверхность ягодичной ткани была определена как контактная поверхность, а поверхность подушки как поверхность, на которую давят (целевая поверхность) (рис. 5). В данной работе для решения контактной задачи

использовался метод штрафных функций с учетом трения Кулона (коэффициент трения 0,5) [11, 24] между ягодичными и подушкой с ячеистой структурой. Верхняя поверхность модели ягодичной ткани была связана с жесткой пластиной с помощью связующего контакта (*tie contact*). В данном исследовании масштабирующий коэффициент массы 10^{-5} был применен и рассматривалась лишь половина модели «ягодицы – подушка с ячеистой структурой» [6], чтобы сократить время вычислений.

Нагрузки и граничные условия

Нагрузка, приложенная к модели, соответствует весу человека массой 75 кг. На рис. 4, б показаны нагрузки и граничные условия между ягодичными тканями и подушкой для сидения с ячеистой структурой. В данной модели прикладывалась нагрузка, соответствующая массе 37,5 кг в рамках рассмотрения половины модели. Нижняя поверхность подушки с ячеистой структурой была закреплена. Была проведена количественная оценка воздействия нагрузки со стороны ягодичной ткани на подушку по оси Y. Типичный расчетный анализ взаимодействия ягодичной ткани, ткани, подушки с ячеистой структурой был выполнен на 64-битной операционной системе Windows в вычислительном центре Университета Реймса в Шампань-Арденны (Франция).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Распределение контактных давлений

Как показано на рис. 5, максимальное контактное давление 175,8 кПа возникает в области ягодичной ткани. Сравнивая полученные значения с результатами работы [11] (187,7 кПа), где также моделировалось контактное взаимодействие в сидячем положении, в данном случае можно говорить о снижении давления примерно на 12 кПа. В данной работе площадь поверхности контакта была меньше, чем в исследовании [11]. Фактически данную разницу можно объяснить тем, что рассматривалась лишь одна половина области ягодичной ткани и специальная ячеистая структура подушки для сидения. Кроме того, в данной модели не учитывался верхний слой подушки (который может значительно снизить контактное давление), в отличие от работы [11].

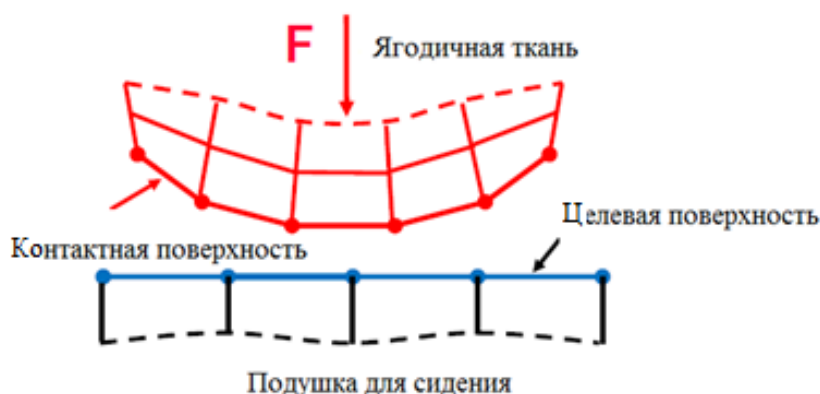


Рис. 5. Описание контакта между ягодичной тканью и подушкой для сидения

Распределение контактных напряжений сдвига

Результаты, показанные на рис. 6, были получены при постоянном коэффициенте трения в статическом состоянии (0,5). В данной модели среднее значение напряжений составило 5,7 кПа по сравнению со значением 2 кПа,

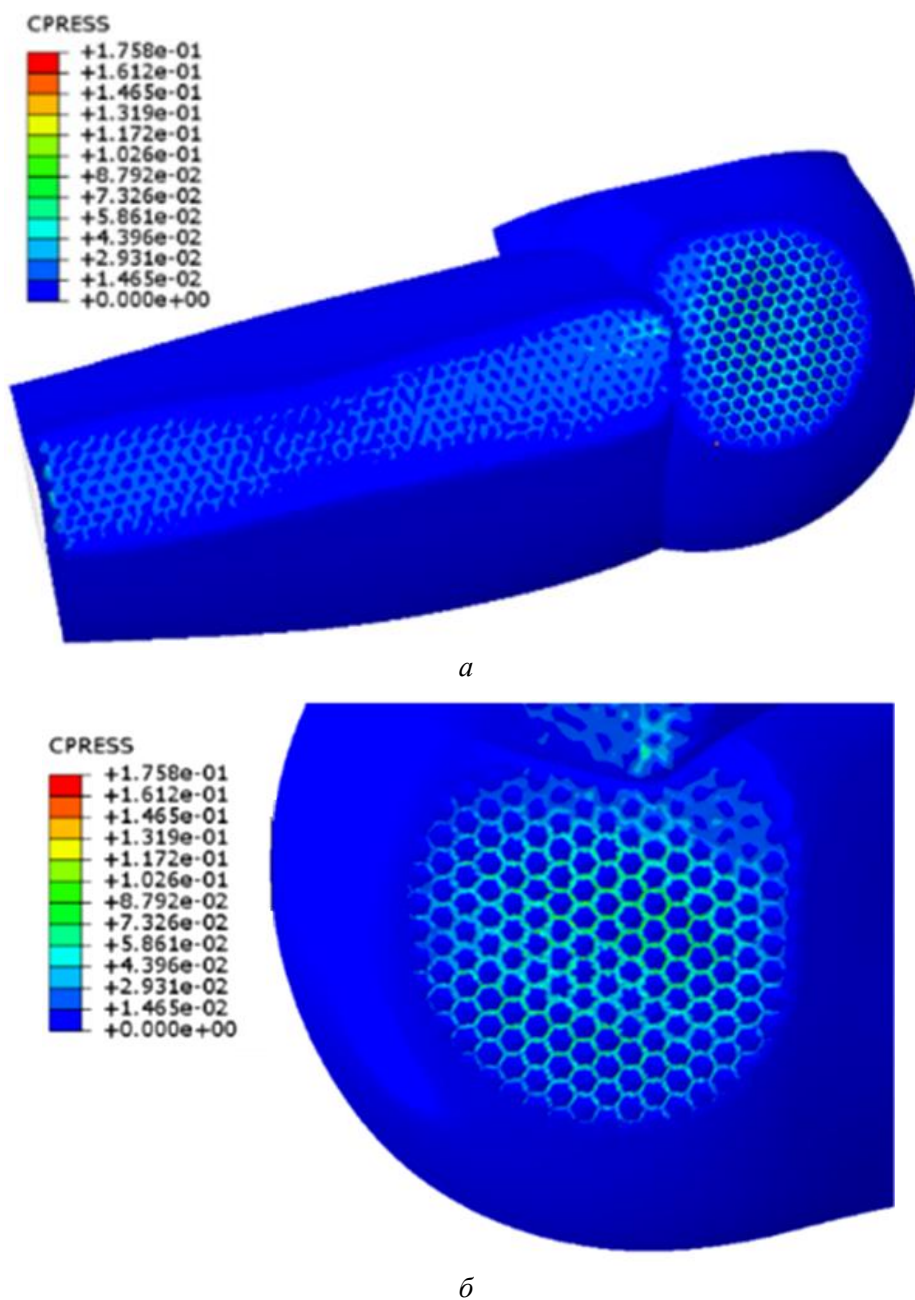


Рис. 6. Распределение контактных давлений, МПа, на поверхности ягодицы – подушка для сидения: *а* – нормальный вид; *б* – увеличенный вид

полученным в работе [11]. Отличия в этих средних значениях могут быть объяснены различиями в материале, используемом для двух подушек, т.е. в данном случае ячеистая структура с контактной кромкой по сравнению с полиуретановой пеной с плоской контактной поверхностью, используемой в работе [11].

Распределение эквивалентных напряжений в области ягодич

В данном исследовании эквивалентные напряжения в области ягодич определяли с помощью метода конечных элементов. На рис. 8, *а*, *б* показано распределение эквивалентных напряжений как на поверхности, так и внутри области ягодич. Максимальное значение эквивалентных напряжений на ягодиче 36,44 кПа. Это значение меньше, чем в 2D- и 3D-моделях, найденных в литературе.

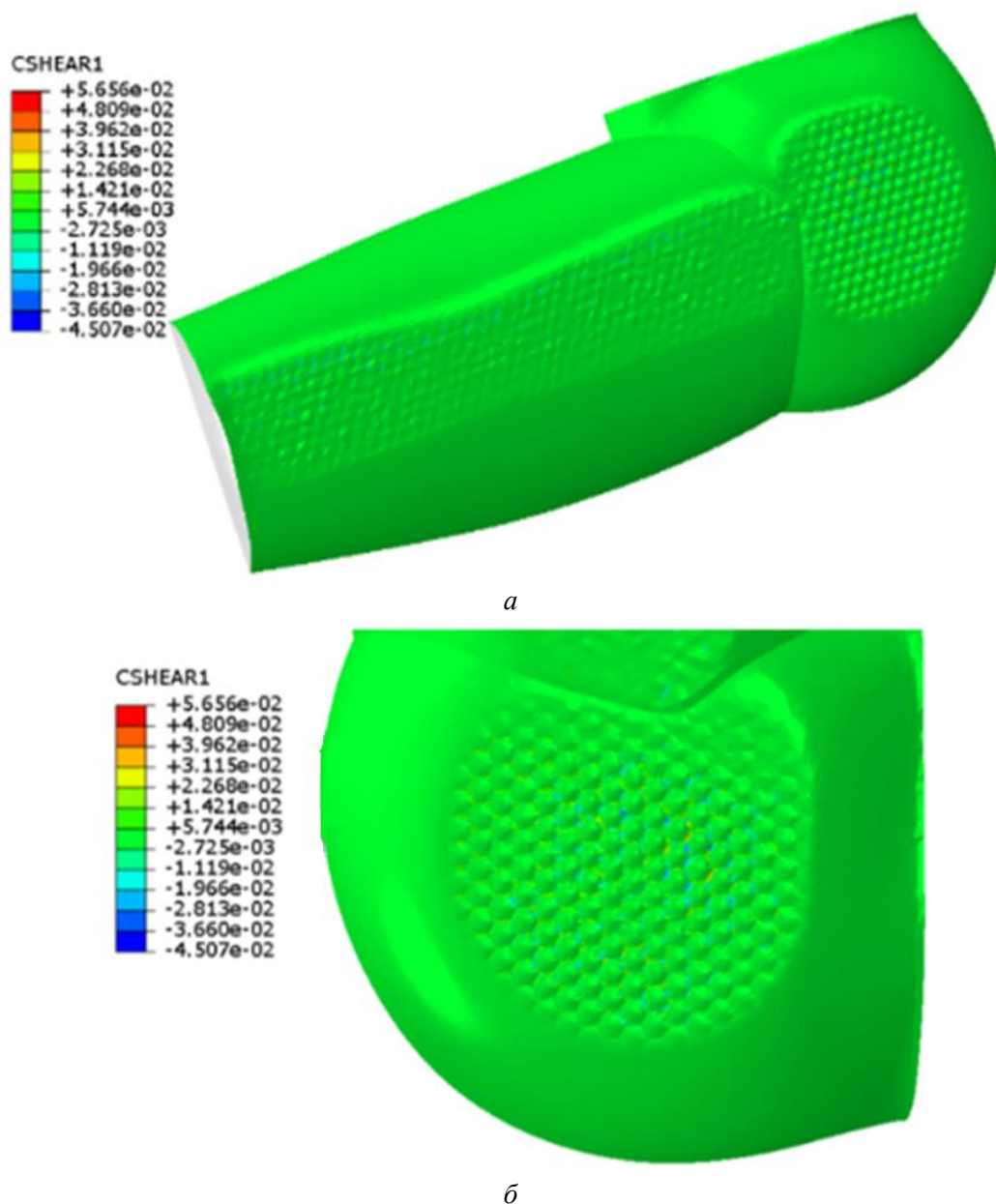


Рис. 7. Распределение контактных сдвиговых напряжений, МПа, на поверхности ягодичцы – подушка для сидения с ячеистой структурой: *а* – нормальный вид; *б* – увеличенный вид

В 2D-модели Оменса и соавт. [21] напряжения составили 180 кПа в положении сидя, как и в этом исследовании. В трехмерных моделях Вервера и соавт. [26] и Макхуса и соавт. [18] была произведена оценка воздействия кожи, жира, мышц и костей на область ягодич. В этих работах авторы получили значения 45–50 и 40–50 кПа соответственно для положения сидя, как и в этом исследовании. Даже если рассматриваемые позы не были почти одинаковыми, значения эквивалентных напряжений резко уменьшались, когда испытуемые меняли позу или корректировали в положении сидя. Эта гипотеза может объяснить разницу между представленными результатами.

В отличие от этого, Хусейн [13] показал, что пролежни возникают в ягодичах при значениях напряжений от 13 до 106 кПа. Максимальная величина эквивалентных напряжений на область ягодич в данном исследовании составила 36,44 кПа.

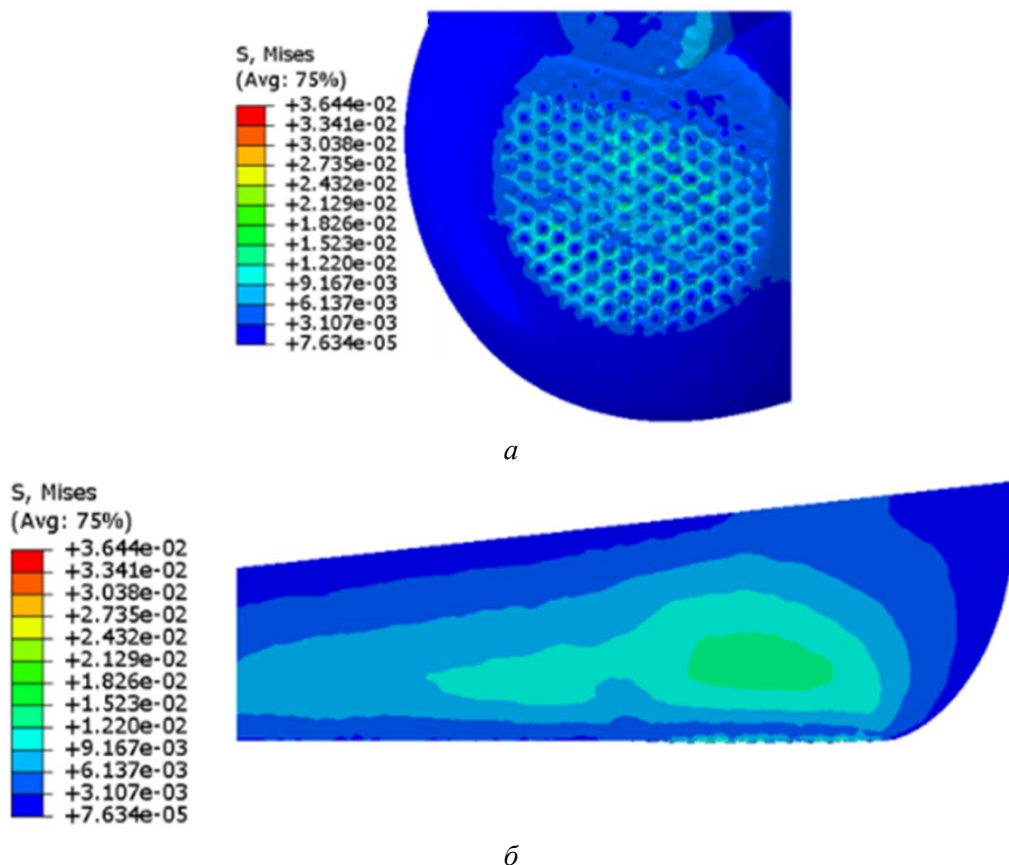


Рис. 8. Распределение эквивалентных напряжений, МПа: *a* – на поверхности ягодиц; *б* – в ягодицах

Это значение является достаточным для индуцирования патологических изменений (пролежней); тем не менее пиковое значение, полученное в этом исследовании, меньше, чем полученные вышеуказанными авторами. Таким образом, рассчитанная модель подушки с ячеистой структурой является более комфортной для пользователей инвалидных колясок по сравнению с другими типами подушек.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе была разработана трёхмерная конечно-элементная модель «ягодицы – подушка с сотовой структурой». Результаты этого исследования позволили установить, что используемая подушка (на основе термопластического полиуретана) лучше подходит для уменьшения напряжений в ягодицах и, таким образом, предотвращает образование пролежней. В основном результаты показали, что подушка входит в число наиболее подходящих и эффективных моделей, предназначенных для профилактики пролежней, по сравнению с другими типами коммерческих подушек.

Следующим шагом данного исследования будет сравнение дизайна подушки с ячеистой структурой с другими конструкциями, включая подушки из других материалов. Будут изучаться термомеханическая интеграция и особенности течения жидкости в подушке с ячеистой структурой при контакте с ягодицами. Полученные в ходе исследования результаты будут способствовать предотвращению возникновения пролежней, кроме того, можно будет прогнозировать повреждение ягодичной ткани. Для проверки теоретических моделей исследования будут поставлены эксперименты с добровольцами с использованием биомеханического программного обеспечения для получения данных с целью моделирования и экспериментальных результатов.

Например, программное обеспечение позволяет исследователям в данной работе количественно оценить влияние подушки на отдельные мышцы, в то время как экспериментальные результаты электромиографии позволят проверить результаты моделирования. Основная цель – оптимизировать положение и комфорт сидячих пациентов, уменьшить напряжения в этой чувствительной области тела и тем самым улучшить их общий комфорт и повседневную жизнь.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Нет.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы благодарят вычислительный центр ROMEO Университета Реймса в Шампань-Арденны за поддержку.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Abaqus version 6.13 Documentation User Documentation [Электронный ресурс]. – URL: abaqus.software.polimi.it/v6.14/index.html (дата обращения: 12.08.2017).
2. Abubakar I.I., Tillmann T., Banerjee A. Global, regional, and national age-sex specific all-cause and cause-specific mortality for 240 causes of death, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013 // *Lancet*. – 2015. – Vol. 385, № 9963. – P. 117–171.
3. Bennett G., Dealey C., Posnett J. The cost of pressure ulcers in the UK // *Age and Ageing*. – 2004. – Vol. 33, № 3. – P. 230–235.
4. Brienza D.M., Karg P.E., Geyer M.J., Kelsey S., Trefler E. The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at-risk elderly wheelchair users // *Archives of physical medicine and rehabilitation*. – 2001. – Vol. 82, № 4. – P. 529–533.
5. Bucki M., Luboz V., Lobos C., Vuillerme N., Cannard F., Diot B., Payan Y. Patient-specific finite element model of the buttocks for pressure ulcer prevention—linear versus non-linear modelling // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2012. – Vol. 15, suppl. 1. – P. 38–40.
6. Chow W.W., Odell E.I. Deformations and stresses in soft body tissues of a sitting person // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 1978. – Vol. 100, № 2. – P. 79–87.
7. Coussin Stimulite® Classique [Электронный ресурс]. – URL: www.physipro.com/fr/produit/coussin-stimulite-classique/ (дата обращения: 12.08.2017).
8. Crenshaw R.P., Vistnes L.M. A decade of pressure sore research: 1977–1987 // *J. Rehabil. Res. Dev.* – 1989. – Vol. 26, № 1. – P. 63–74.
9. Dabnichki P.A., Crocombe A.D., Hughes S.C. Deformation and stress analysis of supported buttock contact // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine*. – 1994. – Vol. 208, № 1. – P. 9–17.
10. Ferguson-Pell M.W. Technical considerations: seat cushion selection // *J. Rehabil. Res. Dev. Clin. Suppl.* – 1990. – Vol. 2. – P. 49–73.
11. Grujicic M., Pandurangan B., Arakere G., Bell W.C., He T., Xie X. Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants // *Materials & Design*. – 2009. – Vol. 30, № 10. – P. 4273–4285.
12. Guide pour les services de fauteuils roulants manuels dans les régions à faibles revenus [Электронный ресурс]. – URL: apps.who.int/iris/handle/10665/43961 (дата обращения: 12.08.2017).
13. Husain T. An experimental study of some pressure effects on tissues, with reference to the bed-sore problem // *The Journal of Pathology*. – 1953. – Vol. 66, № 2. – P. 347–358.
14. International standard ISO 16840-2. Wheelchair seating – Part 2: Determination of physical and mechanical characteristics of devices intended to manage tissue integrity – Seat cushions [Электронный ресурс]. – URL: infostore.saiglobal.com/store/PreviewDoc.aspx?saleItemID=289364 (дата обращения: 12.08.2017).
15. Kanyanta V., Ivankovic A. Mechanical characterisation of polyurethane elastomer for biomedical applications // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2010. – Vol. 3, № 1. – P. 51–62.
16. Kosiak M., Kubicek W.G., Olson M., Danz J.N., Kottke F.J. Evaluation of pressure as a factor in the production of ischial ulcers // *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. – 1958. – Vol. 39, № 10. – P. 623–629.

17. Levy A., Kopplin K., Gefen A. An air-cell-based cushion for pressure ulcer protection remarkably reduces tissue stresses in the seated buttocks with respect to foams: finite element studies // *Journal of Tissue Viability*. – 2014. – Vol. 23, № 1. – P. 13–23.
18. Makhsous M., Lim D., Hendrix R., Bankard J., Rymer W.Z., Lin F. Finite element analysis for evaluation of pressure ulcer on the buttock: development and validation // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. – 2007. – Vol. 15, № 4. – P. 517–525.
19. Meffre R. Conception et réalisation d'une instrumentation dédiée à la prédiction du confort d'assise et à la prévention des escarres. Doctoral dissertation, Doc'INSA-INSA de Lyon, 2007.
20. Mohanty P.P., Mahapatra S.S. A finite element approach for analyzing the effect of cushion type and thickness on pressure ulcer // *International Journal of Industrial Ergonomics*. – 2014. – Vol. 44, № 4. – P. 499–509.
21. Oomens C.W.J., Bressers O.F.J.T., Bosboom E.M.H., Bouten C.V.C., Bader D.L. Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2003. – Vol. 6, № 3. – P. 171–180.
22. Siefert A., Pankoke S., Wölfel H.P. Virtual optimisation of car passenger seats: simulation of static and dynamic effects on drivers' seating comfort // *International Journal of Industrial Ergonomics*. – 2008. – Vol. 38, № 5. – P. 410–424.
23. Sprigle S., Chung K.C., Brubaker C.E. Reduction of sitting pressures with custom contoured cushions // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. – 1990. – Vol. 27, № 2. – P. 135–139.
24. Tang C.Y., Chan W., Tsui C.P. Finite element analysis of contact pressures between seat cushion and human buttock-thigh tissue // *Engineering*. – 2010. – Vol. 2, № 9. – P. 720–731.
25. Tang C.Y., Tsui C.P. Method of modeling muscular tissue with active finite elements: United States Patent No. 7,096,166 B2, 22.08.2006 [Электронный ресурс]. – URL: www.patentimages.storage.googleapis.com/99/b2/7c/9f003b6a444bcd/US7096166.pdf (дата обращения: 3.10.2017).
26. Verver M.M., Van Hoof J., Oomens C.W.J., Wismans J.S.H.M., Baaijens F.P.T. A finite element model of the human buttocks for prediction of seat pressure distributions // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2004. – Vol. 7, № 4. – P. 193–203.
27. Wagnac E.L., Aubin C.E., Dansereau J. A new method to generate a patient-specific finite element model of the human buttocks // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2008. – Vol. 55, № 2. – P. 774–783.
28. Zygot Human Factors [Электронный ресурс]. – URL: www.3dscience.com/humanfactors/ (дата обращения: 12.08.2017).

BIOMECHANICAL MODELLING OF MEDICAL SEAT CUSHION AND HUMAN BUTTOCK–THIGH TISSUE TO PREVENT PRESSURE ULCERS

H.T. Bui, P. Lestriez (Reims, France), D. Pradon (Garches, France), K. Debray (Reims, France), E. Abdi (Montclair, USA), R. Taiar (Reims, France)

It is well known that improving the comfort of the chair is necessary as a medical solution to prevent pressure ulcers. In recent years, pressure ulcers have become increasingly significant social and medical, so manufacturers are trying to respond adequately in favor of better solutions. This article presents a three-dimensional model of the finite element model of the interaction of buttock–thigh tissue with a medical cushion made of thermoplastic polyurethane for wheelchairs. The purpose of this article is to investigate stresses in the buttocks to prevent ulcers and improve the comfort of patients using wheelchairs. The results of this study demonstrated that the cushion (thermoplastic polyurethane-based) used is better suited and designed to reduce stress on the buttock–thigh tissue and thus prevent the formation of pressure ulcers.

Key words: biomechanics, finite element method, honeycomb, seat cushion, buttock–thigh tissue, pressure ulcers, thermoplastic polyurethane.

Получено 6 октября 2017