

УДК 612.76

DOI: [10.26102/2310-6018/2021.32.1.017](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2021.32.1.017)

Компьютерное моделирование структур опорно-двигательного аппарата

П.И. Бегун, О.В. Тихоненкова, А.А. Сафронова

*Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического
приборостроения, Санкт-Петербург, Российская федерация*

Резюме. В настоящее время врачи-ортопеды не располагают информацией о том, какие нагрузки на систему кость-имплантат регенерат допустимы на стадии регенерации и не приводят к разрушению новообразуемой костной ткани. На примере реконструкции локтевой кости при переломе, стопы при переломе лодыжки и варусной деформации пальца и патологии шейного отдела позвоночника рассмотрен общий подход к построению компьютерных моделей сложных структурных образований опорно-двигательного аппарата. Обоснован подход к построению содержательных моделей, проиллюстрирована возможность персонализированного подхода при построении по КТ и МРТ геометрических компьютерных моделей биологических объектов в программе Mimics, позволяющей конвертировать объект в программу Solidworks, и выполнены вычисления напряжений, перемещений и деформаций в рассматриваемых моделях в программе SolidWorks Simulation. Так как в доступной литературе отсутствуют исследования для всех рассмотренных биологических объектов с имплантами, сравнительный анализ результатов вычислений проведен для наиболее сложной из рассмотренных моделей – шейного отдела позвоночника в норме. Построенные модели могут быть использованы для биомеханической оценки состояния структур опорно-двигательного аппарата на разных стадиях реконструкции.

Ключевые слова: компьютерная модель, содержательная модель, реконструкция, локтевая кость, ступня, шейный отдел позвоночника, перелом, варусная деформация, напряжения, перемещения.

Для цитирования: Бегун П.И., Тихоненкова О.В., Сафронова А.А. Компьютерное моделирование структур опорно-двигательного аппарата. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2021;9(1). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=900>
DOI: 10.26102/2310-6018/2021.32.1.017

Computer modeling of the structures of the musculoskeletal system

P.I.Begun, O.V.Tikhonenkova, A.A. Safronova

*Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation
Saint-Petersburg, Russian Federation*

Abstract: Currently, orthopedic surgeons do not have information about what loads on the bone-implant regenerate system are permissible at the regeneration step and do not lead to the destruction of the newly formed bone tissue. The general approach to the construction of complex structural formations of the musculoskeletal system computer models is considered on the example of reconstruction of the ulna in a fracture, a foot in an ankle fracture, varus toe deformity, and pathology of the cervical spine. An approach to the construction of informal models has been substantiated. The possibility of a personalized approach in the construction of CT and MRI geometric computer models of biological objects in the Mimics program, which allows converting the object into the Solidworks program, has been illustrated. The calculations of stresses, displacements, and deformations in the considered models in the SolidWorks Simulation program have been performed. Since there are no studies in the available literature for all considered biological objects with implants, a comparative analysis of the calculation results was conducted for the most complex models - the cervical spine is normal. Constructed models

are operable for biomechanical assessment of the musculoskeletal system state structures at different stages of reconstruction.

Keywords: computer model, content model, reconstruction, ulna, foot, cervical spine, fracture, varus deformity, stress, displacement.

For citation: Begun P.I., Tikhonenkova O.V., Safronova A.A. Computer modeling of the structures of the musculoskeletal system. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2021;9(1). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=900> DOI: 10.26102/2310-6018/2021.32.1.017 (In Russ).

Введение

В настоящее время врачи – ортопеды не располагают информацией о том, какие нагрузки на систему кость-имплантат регенерат допустимы на стадии регенерации и не приводят к разрушению новообразуемой костной ткани. Для анализа биомеханического состояния сложных структурных образований опорно – двигательного аппарата при регенерации необходимо разработать общий подход построения для них персонафицированных содержательных и компьютерных моделей.

Первый этап при создании компьютерной модели биологического объекта - построение содержательной модели [1]. Содержательные модели объектов включают свойства объекта, позволяющие дать ответ на поставленную задачу. При этом полнота введенных свойств объекта зависит как от мощности вычислительных средств необходимых для реализации поставленной задачи, так и от глубины знаний его биомеханических свойств.

Например, процессы, происходящие в мышцах и приводящие к миофибрилярной гипертрофии мышечного волокна объясняют четыре гипотезы: энергетическая, ацидозная, гипоксическая и механическая [2-5]. В рамках каждой гипотезы построены свои содержательные модели. Выявление в структурах миофиламентов костомеров [6] позволило, в рамках механической гипотезы, построить модель передачи усилия от миофиламентов к сухожилию [7], объясняющую, последовательность процессов происходящих в мышце при различных режимах сокращения.

В сентябре 2020 года опубликована работа [8], в которой приведены результаты первых исследований ультраструктурной организации эластичных волокон в пульпозном ядре межпозвонкового диска с помощью сканирующей электронной микроскопии (Рисунок 1). Обнаружена хорошо организованная сеть из ультра тонких (53 ± 7 нм), тонких (215 ± 20 нм) и толстых (890 ± 12 нм) эластичных волокон, образующих непрерывный скелет в пульпозном ядре. На основе этих новых знаний построена структурная модель эластичных волокон в пульпозном ядре, позволяющая разработать более точные многомасштабные конечноэлементные модели пульпозного ядра. Эти модели могут быть использованы для создания биологических каркасных имплантов, используемых для коррекции и реконструкции межпозвонкового диска - самой большой бессосудистой структуры в организме человека.

Проведенная в [8] электронная микроскопия не захватывает области на окраинах пульпозного ядра. В связи с этим, уместно высказать гипотезу: толстые эластиновые волокна через жесткие элементы, типа костомеров, прикреплены к фиброзному кольцу межпозвонкового диска и к концевым пластинкам позвонков. Это определяет функцию сети эластиновых волокон как регулятора каждой двигательной единицы позвоночника. Например, она изменяет жесткость фиброзного кольца, каждый слой которого отличается своей гидрофильностью.

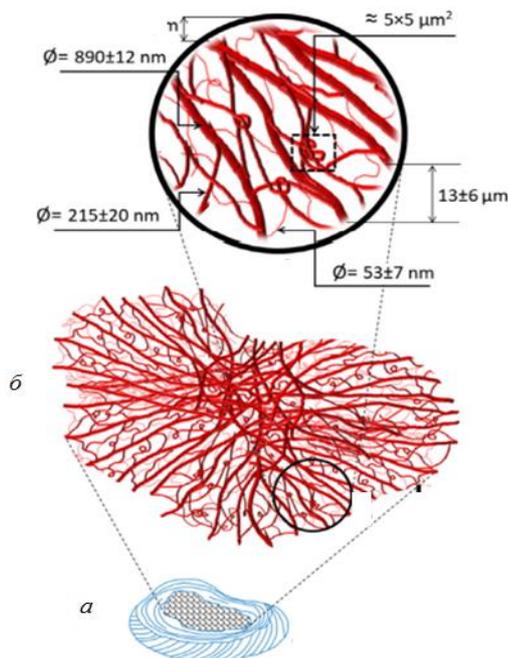


Рисунок 1 – Схемы межпозвонкового диска (а) и структурной организации эластичных волокон (б)

Figure 1 – Schemes of the intervertebral disc (a) and the structural organization of elastic fibers (b)

Строить оболочечные модели биологических объектов по КТ и МРТ пациентов и конвертировать эти модели в программу Solidworks, с последующим построением твердотельных моделей позволяет программа Mimics. Вычисления напряжений, перемещений и деформаций в рассматриваемых моделях проводится в программе SolidWorks Simulation.

Целью работы является разработка общего подход построения персонифицированных содержательных и компьютерных моделей сложных структурных образований опорно – двигательного аппарата.

Материалы и методы

Рассмотрим построение содержательных моделей при компьютерном моделировании реконструкции трех биологических объектов: стопы при переломе лодыжки и при вальгусной деформации пальца стопы; локтевой кости с заживающим переломом при различных местах приложения нагрузки; патологически - измененного шейного отдела позвоночника.

Содержательные модели включает в себя:

1. Для биомеханических исследований состояния структур стопы при патологии и при коррекции вальгусной деформации пальца стопы: кости плюсны, кости предплюсны, кости пальцев (фаланги), нижние части большеберцовой и малоберцовой костей, связки, фиксирующие все отделы стопы, винты и пластину для фиксации отломков (Рисунок 2);

2. Для исследования напряженно деформированного состояния незрелых костных структур в месте заживающего перелома локтевой кости при различных местах приложения нагрузки: локтевую и лучевую кости, межкостную мембрану, связки кисти, пястные связки, пястные кости, поперечные пястные связки, участки незрелой кости на месте зажившего перелома;

3. Для исследования состояния реконструируемого шейного отдела позвоночника при различных нагрузках: позвонки, межпозвонковые диски, связки, спинальный эндокорректор.

При построении содержательных моделей для биомеханических исследований состояния структур опорно – двигательного аппарата введены следующие общие допущения: материалы костей, связок и имплантов сплошные, изотропные, упругие; в них отсутствуют начальные напряжения.

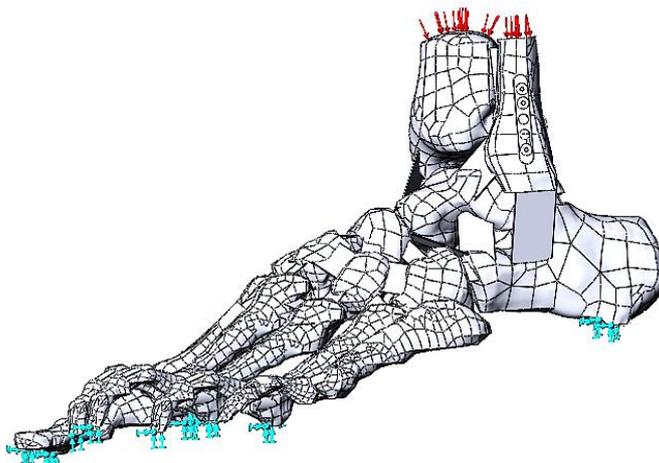


Рисунок 2 – Содержательная модель стопы при коррекции
Figure 2 – Boundary conditions for the foot model during correction

При исследовании патологии и при коррекции вальгусной деформации пальца стопы нагрузка направлена по нормали к большеберцовой кости; введено жесткое закрепление задней части пяточной кости и первых фаланг четырех пальцев. Для исследования напряженно деформированного состояния незрелых костных структур в месте заживающего перелома локтевой кости при различных местах приложения нагрузки: лучевая и локтевая кости жестко закреплены в месте локтевого сустава, нагрузки соответствуют нажатию ладонью на плоскую поверхность и нажатию локтевой костью. При исследовании шейного отдела позвоночника введено жесткое закрепление нижней части седьмого шейного позвонка, нагрузка прикладывается к первому шейному позвонку.

По рентгеновской плотности можно выделить компактную и спонгиозную костные ткани (Рисунки 3, 4, а), и построить в программе Solidworks геометрические компьютерные модели (Рисунки 3,б, 4,б, 5,а) а ткани, в которых рентгеновская плотность по Хаунсфилду приближается к нулю: хрящи, связки, сухожилия (Рисунки 4, а, 5, а) позвонковые диски в структуре позвоночника (Рисунки 3, б) выделить нельзя. Их приходится строить в программе Solidworks (Рисунок 5, б) по усредненным данным, приведенным в литературных источниках. Геометрия конструктивных элементов строится по чертежам конструкции (Рисунок 6).

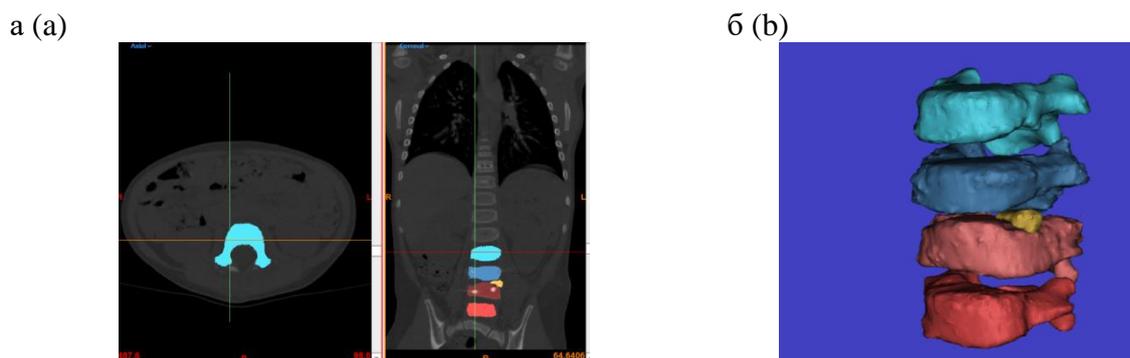


Рисунок 3 – Интерфейс программы Mimics с выделенными масками (а) и (б) геометрической компьютерной моделью двух двигательных элементов позвоночника

Figure 3 – Mimics program interface with selected masks (a) and (b) a geometric computer model of two motor elements of the spine

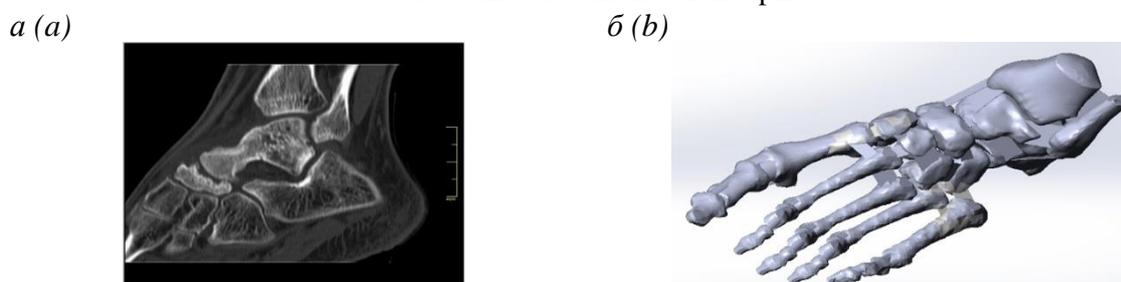


Рисунок 4 – Интерфейсы среза КТ стопы в программе Mimics (а) и геометрической модели стопы, построенной по срезам КТ в программе Solidworks (б)

Figure 4 – Interfaces of the CT slice of the foot in the Mimics program (a) and the geometric model of the foot built from the CT slices in the Solidworks software (b)

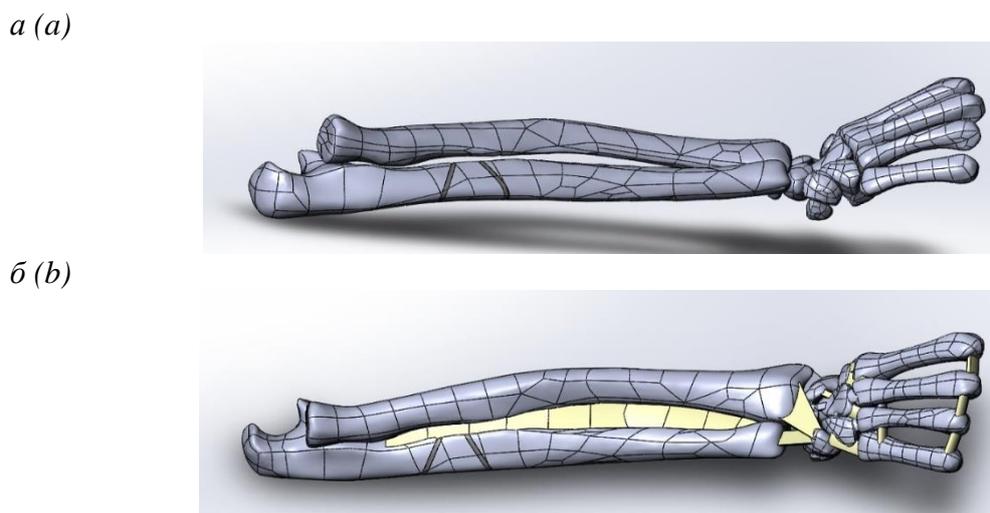


Рисунок 5 – Интерфейсы геометрических компьютерных моделей структур руки: а) построенной в программе Solidworks по маскам, выполненным в программе Mimics, б) с добавлением связок в программе Solidworks

Figure 5 – Interfaces of geometric computer models of hand structures: a) built in the Solidworks program using masks made in the Mimics program, b) with the addition of bundles in the Solidworks program

a (a) *б (b)*



Рисунок 6 – Интерфейсы программы SolidWorks : а) спинальный эндокорректор; б) сборка двух двигательных элементов позвоночника и эндокорратора

Figure 6 – SolidWorks software interfaces: a) spinal endocorrector; b) assembly of two motor elements of the spine and an endocorrector

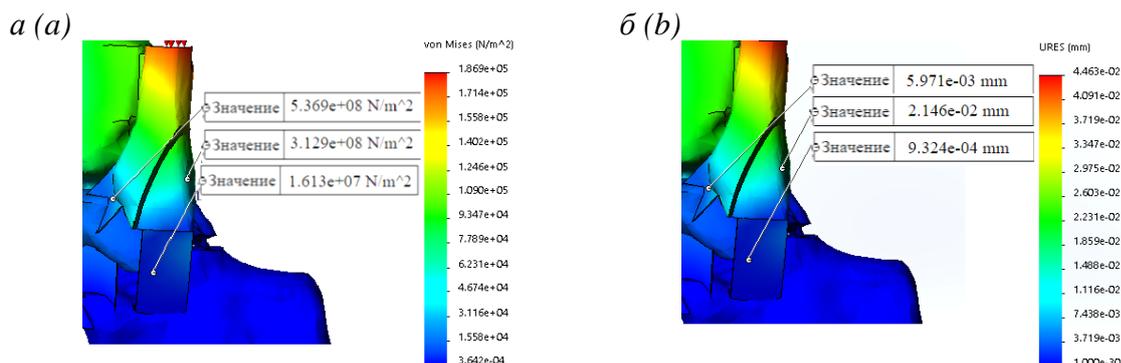
Динамические нагрузки на нижние конечности и позвоночник при различных движениях человека задаются в соответствии с экспериментальными исследованиями, результаты которых приведены на сайте Ortolad [9].

Фиксация объекта проводится в соответствии с принципом Сен – Венана.

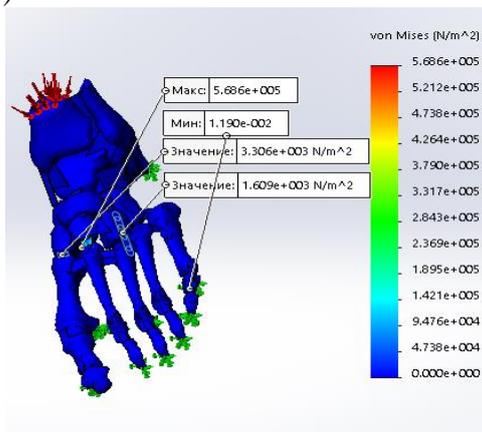
Результаты

По построенным компьютерным моделям в программе SolidWorks Simulation проводятся вычисления напряжений, перемещений и деформаций при заданных механических свойствах объектов, входящих в модель, величине и характере нагрузок.

На Рисунках 7 и 8 приведены эпюры напряжений и перемещений для: 1. Модели стопы при коррекции после перелома лодыжки (Рисунок 7, а, б) и варусной деформации пальца (Рисунок 7, в, г) со следующими механическими свойствами для компактной костной ткани, спонгиозной костной ткани, сухожилий, имплантов (сплав титана ВТ 6) соответственно: модуль нормальной упругости в ГПа (110;16,2; 0,6; 0,32); коэффициент Пуассона (0,33); 2. Модели реконструкции локтевой кости с перелом в верхней трети с вывихом головки лучевой кости (Рисунок 8, а) при коэффициенте Пуассона 0,33 и модуле нормальной упругости в зрелой кости, незрелой кости и связках соответственно: 13,1 ГПа, 3,73 ГПа, 0,03 ГПа и нагрузке 100 Н при нажатии ладонью на плоскую поверхность. 3. Модели шейного отдела позвоночника при коррекции (Рисунок 8, б, в) при коэффициенте Пуассона 0,3, модуле нормальной упругости в позвонках, пульпозном ядре межпозвонкового диска, и связках соответственно: 1,2 ГПа, 97 ГПа, 0,01 ГПа, модуле упругости при сдвиге в пульпозном ядре 3 МПа при нагрузке 100 Н, приложенной по нормали к верхним суставным поверхностям и заднему бугорку первого шейного позвонка С1 (атланта).



в (c)



z (d)

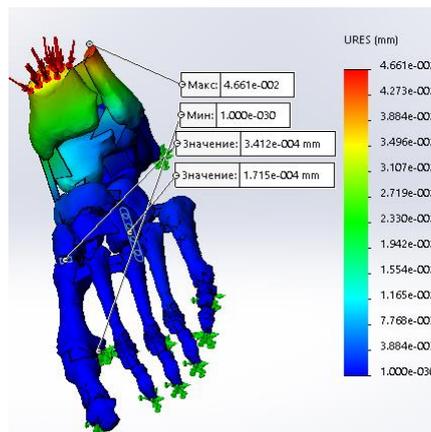
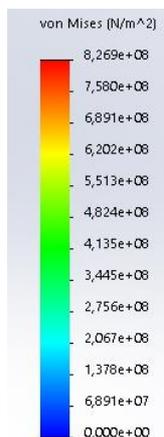
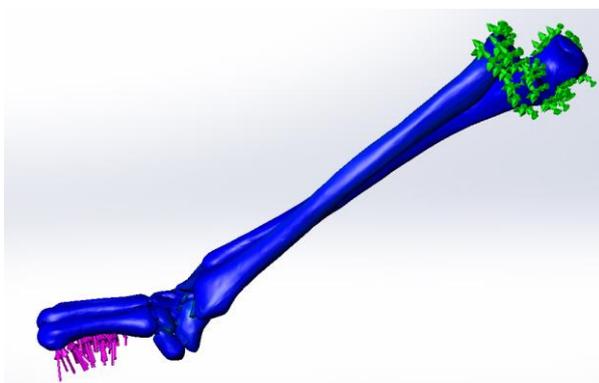
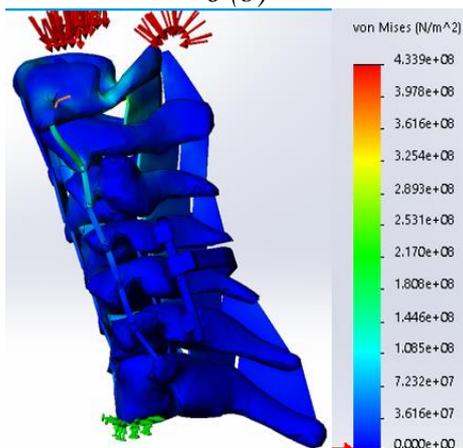


Рисунок 7 – Интерфейсы эпор напряжений (*а, в*) и перемещений (*б, z*) в стопе
Figure 7 – Interfaces of stress plots (*a, c*) and displacements (*b, d*) in the foot

а (a)



б (b)



в (c)

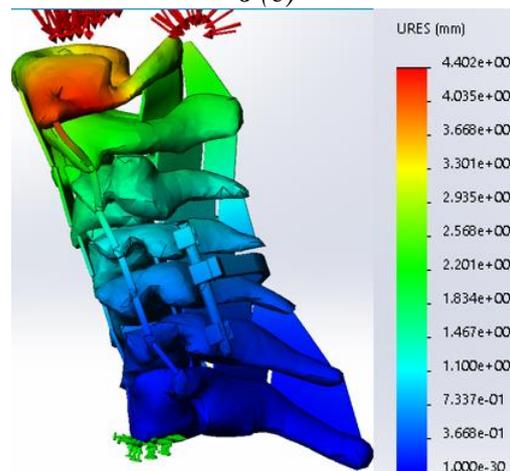


Рисунок 8 – Интерфейсы эпор напряжений в лодыжке и шейном отделе позвоночника (*а, б*)
и перемещений (*в*) в шейном отделе позвоночника
Figure 8 – Interfaces of stress plots in the ankle and cervical spine (*a, b*) and displacements (*c*) in the cervical spine

Обсуждение

В доступной литературе отсутствуют исследования рассмотренных биологических объектов с имплантами. Поэтому сравнительный анализ результатов вычислений проведен, для наиболее сложной из рассмотренных моделей – шейного отдела позвоночника в норме, с результатами работы [10] для пациентов в возрасте 26, 59, 64 лет (Таблица 1). Результаты вычислений перемещений (мм), представленных на эпюре, проведены для шейного отдела позвоночника пациента в возрасте 42 года с механическими свойствами структур, приведенных выше и нагрузкой 100 Н. (Рисунок 9).

Таблица 1 - Сравнительный анализ результатов вычислений перемещений (мм)

Table 1 – Comparative analysis of the results of displacement calculations (mm)

Возраст пациента, лет	Пары позвонков				
	C2 – C3	C3 – C4	C4 – C5	C5 – C6	C6 – C7
26	4,43	5,00	3,72	3,16	3,41
59	3,96	4,35	3,66	3,73	5,38
64	3,87	3,54	3,27	4,02	4,03

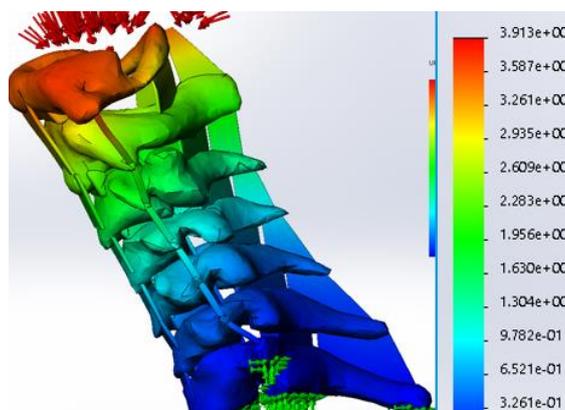


Рисунок 9 – Интерфейсы эпюры перемещений в шейном отделе позвоночника в норме
Figure 9 – Displacement diagram interfaces in the cervical spine are normal

Хорошее совпадение результатов в C2 –C3 (4,43; 3,96; 3,87 [10] и 2,95 на эпюре) C3 –C4(5; 4,35; 3,54 [10] и 2,6 на эпюре) и хуже в более низких парах позвонков объясняется отсутствием в модели фасеточных дисков, обусловленное возможностями вычислительной техники, находящейся у авторов.

Заключение

Разработан общий подход построения персонифицированных содержательных и компьютерных моделей сложных структурных образований опорно – двигательного аппарата. Возможности общего подхода проиллюстрированы на примере биомеханической оценки состояния структур биологических объектов во время реконструкции локтевой кости при переломе, стопы при переломе лодыжки и варусной деформации пальца и патологии шейного отдела позвоночника.

Построенные модели могут быть использованы для биомеханической оценки состояния структур опорно - двигательного аппарата на разных стадиях реконструкции.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бегун П.И. *Биомеханическое моделирование объектов протезирования*: Учебное пособие – Санкт-Петербург: Политехника. 2011.
2. Proske U., D L Morgan D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*. 2001;537(2):333–345.
3. Friden J., Lieber R.L. Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiol. Scand*. 2001;171:321-326.
4. Gibala M.J., MacDougall J.D., M.A.Tarnopolsky M.A., W.T.Stauber, Elorriaga A. Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. *J.Appl. Physiology*. 1995;78(2):702-708.
5. Mac Dougall J. D. Hypertrophy and Hyperplasia . *The Encyclopedia of Medicine. Strength and Power in Sport*. Ed. P. V. Komi. Bodmin; Cornwall: Blac Publishing. 2003;3:252-264.
6. Ervasti J.V. Costameres the Achilles Heel of Herculean Muscle. *Journal of Biological Chemistry*. 2003;278:13591 – 13594.
7. Бегун П.И. Модель передачи усилий от филаментов к сухожилиям и гипертрофия скелетных мышц. *Биотехносфера*. 2016;43 (1):39-43.
8. Javad Tavakoli, Ashish D. Diwana, Joanne L. Tipper Elastic fibers: The missing key to improve engineering concepts for reconstruction of the Nucleus Pulposus in the intervertebral disc. *Tipper a. Acta Biomaterialia*. 2020;113:407-416.
9. OrthoLoad. Loading of Orthopaedic Implants, Доступно по: <https://orthoload.com>
10. Michael R. Herron, Jeeone Park, Andrew T. Dailey, Douglas L. Brockmeyer, Benjamin J. Ellis. Febio finite element models of the human cervical spine. *Journal of Biomechanics*. 2020 Dec 2;113:110077

REFERENCES

1. P.I. Begun. *Biomechanical modeling of prosthetic objects*: Textbook. - St. Petersburg: Politechnika.2011.
2. Proske U., D L Morgan D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*. 2001;537(2):333–345.
3. Friden J., Lieber R.L. Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiol. Scand*. 2001;171:321-326.
4. Gibala M.J., MacDougall J.D., M.A.Tarnopolsky M.A., W.T.Stauber, Elorriaga A. Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. *J.Appl. Physiology*. 1995;78(2):702-708.
5. Mac Dougall J. D. Hypertrophy and Hyperplasia . *The Encyclopedia of Medicine. Strength and Power in Sport*. Ed. P. V. Komi. Bodmin; Cornwall: Blac Publishing. 2003;3:252-264.
6. Ervasti J.V. Costameres the Achilles Heel of Herculean Muscle. *Journal of Biological Chemistry*. 2003;278:13591 – 13594.
7. P.I. Begun. Model of force transfer from filaments to tendons and skeletal muscle hypertrophy. *Journal of Biotechnosphere* 2016;43(1):39-43.

8. Javad Tavakoli, Ashish D. Diwana, Joanne L. Tipper Elastic fibers: The missing key to improve engineering concepts for reconstruction of the Nucleus Pulposus in the intervertebral disc. *Tipper a. Acta Biomaterialia*. 2020;113:407-416.
9. OrthoLoad. Loading of Orthopaedic Implants. Available from: <https://orthoload.com>
10. Michael R. Herron, Jeeone Park, Andrew T. Dailey, Douglas L. Brockmeyer, Benjamin J. Ellis. Febio finite element models of the human cervical spine. *Journal of Biomechanics*. 2020 Dec 2;113:110077.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Бегун Петр Иосифович, профессор, д.т.н., профессор, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация
e-mail: petrbegun1114@mail.ru

Petr I. Begun, Dr. Sci. Tech, Professor, Medical RadioElectronics Department, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, Russian Federation

Тихоненкова Оксана Владимировна, к.т.н., заведующая кафедрой медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация
e-mail: krivohizhinaov@gmail.com

Oksana V. Tikhonenkova, PhD, Head of the Department of Medical RadioElectronics, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, Russian Federation

Сафронова Анна Андреевна, магистр, кафедра медицинской радиоэлектроники, Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург, Российская Федерация
e-mail: annasaf39945844@gmail.com

Anna A. Safronova, master's degree student, Medical RadioElectronics Department, Saint-Petersburg State University of Aerospace Instrumentation, Saint-Petersburg, Russian Federation