

## КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ ФАЛАНГ КИСТИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОВРЕЖДЕНИИ СУХОЖИЛИЙ СГИБАТЕЛЕЙ ПАЛЬЦЕВ

<sup>1</sup> С.М. Босяков, <sup>2</sup> А.С. Петуховский, <sup>1</sup> А.О. Степанова, <sup>1</sup> Е.Е. Крушевская

<sup>1</sup> Белорусский государственный университет, Минск

<sup>2</sup> Белорусский государственный медицинский университет

**Введение.** Одной из наиболее обсуждаемых проблем хирургии кисти является травматическое повреждение сухожилий сгибателей пальцев. Согласно [1], раны обоих сухожилий приводят наибольшему числу неблагоприятных отдаленных результатов лечения. Спаечный процесс в низковаскулярной зоне сухожилий вынуждает хирургов отказаться от восстановления поверхностного сгибателя при их одновременном повреждении [2]. Оценка отдаленных результатов лечения на основании субъективных ощущений или внешних показателей функции не позволяет определить вклад каждой мышцы в процесс сгибания пальца и компенсаторное перераспределение сил после резекции сухожилия поверхностного сгибателя пальцев кисти. Целью данной работы является сравнительный анализ максимальных углов сгибания фаланг пальцев кисти с неповрежденными сухожилиями сгибателей и без одного из них на основании конечно-элементного моделирования.

**Сгибатели пальцев кисти человека.** Основной вклад в сгибание фаланг кисти вносят глубокий и поверхностный сгибатели, которые переходят в сухожилия на уровне предплечья. Точками прикрепления сухожилий являются основание дистальной фаланги для глубокого и середина средней фаланги для поверхностного сгибателя (Рис. 1). Сухожилие поверхностного сгибателя раздваивается и перекрещивается с глубоким сгибателем на уровне проксимальной фаланги. Поверхностный сгибатель закреплен на средней фаланге [1, 2]. Схематичное изображение фаланг пальца кисти руки человека и сгибатели представлены на рисунке 1 (вид сбоку).

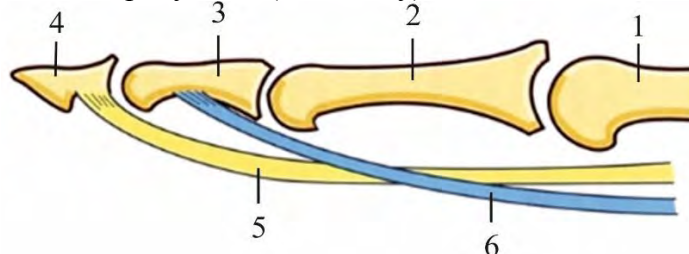


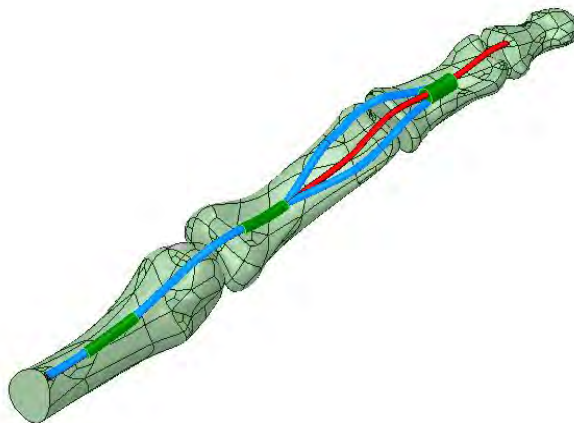
Рис. 1. Схема пальца руки человека: 1 – пястная кость, 2 – проксимальная фаланга, 3 – средняя фаланга, 4 – дистальная фаланга, 5 – сухожилие глубокого сгибателя, 6 – сухожилие поверхностного сгибателя

Для эффективной передачи нагрузок и предупреждения эффекта «тетивы лука» сухожилия плотно прилегают к костным структурам, удерживаясь кольцевидными и крестообразными связками [3].

**Компьютерное моделирование.** Компьютерное томографии нормальной кисти взрослого человека на аппарате LightSpeed Pro 32: толщина среза  $6.25 \cdot 10^{-4}$  м, матрица 512x512 пикселей. Стереолитографическая модель кости правой руки разработана с использованием пакета обработки медицинских изображений MIMICS 14.12 на основании данных томографии кисти человека (толщина среза 625 мкм). Для формирования твердотельной модели пальца применен программный комплекс CATIA V5. Моделиро-

вание сухожилий сгибателей и связочного комплекса производилось в модуле SpaceClaim пакета Ansys Workbench 17.2.

Сухожилия сгибателей окружены серозным слоем и смочены серозной жидкостью для минимального трения в процессе движения пальца [1]. Поэтому коэффициент трения между сгибателями и сухожилиями задается равным нулю, то есть сгибатели могут свободно перемещаться внутри связочного аппарата. Также нулевой коэффициент трения задается между сгибателями и костной тканью пальца, которая так же разделена с ними стенкой влагалища. Твердотельная модель пальца с двумя сгибателями и тремя сухожилиями представлена на рисунке 2.



*Рис. 2. Твердотельная модель 3 пальца с поверхностным и глубоким сгибателями, удержанные кольцевидными связками*

Поперечное сечение пястной кости жестко заделано; все остальные фаланги могут свободно поворачиваться относительно друг друга. Физико-механические свойства костной ткани, сгибателей и сухожилий представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Физико-механические свойства модели среднего пальца человека со сгибателями

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м <sup>3</sup>
Костная ткань [4, 5]	13,7	0,33	2000
Сгибатели [4, 5]	1,5	0,49	2000
Сухожилия [4, 5]	0,16	0,45	1700

Конечно-элементный расчет выполнен для значений нагрузки, соответствующих усредненным силам, прикладываемым к сгибателям ненагруженного пальца согласно эмпирическим данным из литературы [6]. Из нулевого положения к глубокому сгибателю для пальца в норме (при наличии двух сгибателей) прикладывалась растягивающая нагрузка 9 Н, к поверхностному сгибателю - нагрузка 4 Н (случай 1). Приложенная к сгибателям нагрузка для пальца в норме обозначена на рисунке 2.

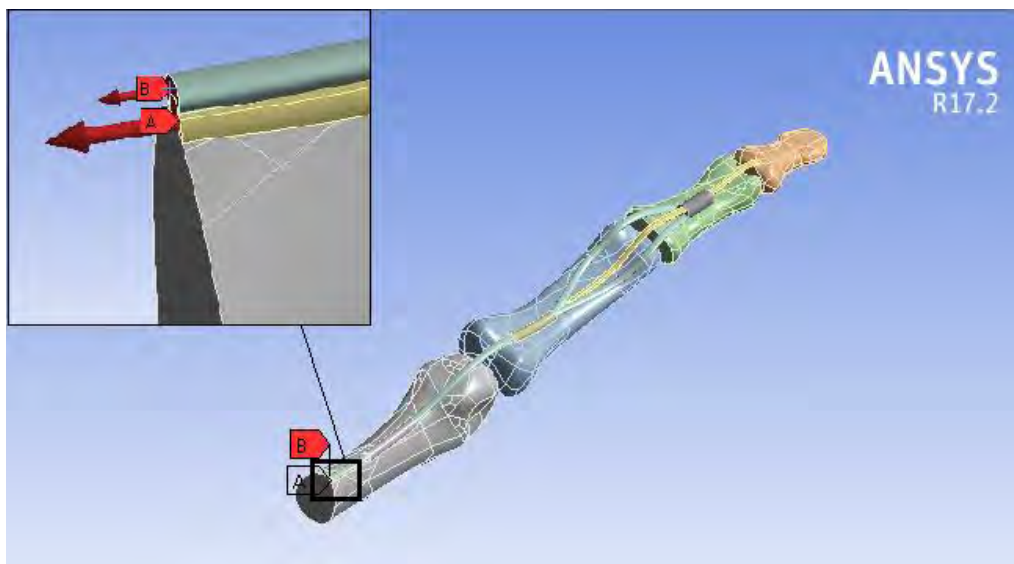


Рис. 2. Приложенная к сгибателям нагрузка: А – нагрузка величиной 9 Н, приложенная к глубокому сгибателю, В – нагрузка величиной 4 Н, приложенная к поверхностному сгибателю

Помимо конечно-элементного расчета для случая 1, соответствующего пальцу в норме, рассматривались еще два случая: случай 2, соответствующий сгибанию пальца при наличии только глубокого сгибателя (поверхностный сгибатель отсекается); случай 3, соответствующий сгибанию пальца при наличии только поверхностного сгибателя (глубокий сгибатель отсекается). В случае 2 к глубокому сгибателю прикладывается нагрузка, равная 9 Н, в случае 3 к поверхностному сгибателю прикладывается сила, равная 4 Н. Конечно-элементное разбиение модели выполнялось в автоматическом режиме.

**Определение углов поворота фаланг.** На рисунке 3 обозначены углы поворота фаланг относительно друг друга.

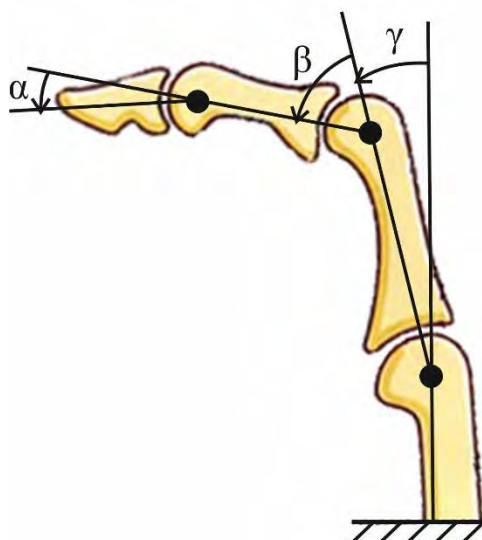


Рис. 3. Углы поворота фаланг относительно друг друга:  $\alpha$  – угол поворота дистальной фаланги относительно средней фаланги;  $\beta$  – угол поворота средней фаланги относительно проксимальной фаланги;  $\gamma$  – угол поворота нижней фаланги относительно пястной кости

Значения углов поворота фаланг относительно друг друга для случаев 1-3 приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Угла поворота фаланг пальца относительно друг друга

Углы поворота	Случай 1	Случай 2	Случай 3
Угол $\alpha$ , °	59,8	30,8	0
Угол $\beta$ , °	15,7	7,4	18,1
Угол $\gamma$ , °	5,5	0	0
Сумма углов поворота, $\alpha+\beta+\gamma$ , °	81	38,2	18,1

Из таблицы 2 видно, что отсечение какого-либо из сгибателей существенно влияет на повороты фаланг относительно друг друга. При отсечении глубокого сгибателя углы поворота дистальной и средней фаланг существенно уменьшаются, причем угол поворота проксимальной фаланги относительно пястной кости уменьшается более чем в два раза. Угол поворота проксимальной фаланги относительно пястной кости практически равен нулю. При отсечении глубокого сгибателя практически не поворачивается дистальная фаланга относительно средней и проксимальная фаланга относительно пястной кости. Но при этом увеличивается угол поворота средней фаланги в проксимальном межфаланговом суставе.

Суммарная амплитуда сгибания при изолированном действии обоих сгибателей после удаления поверхностного падает более чем в 2 раза по сравнению с первоначальным. Таким образом, описанные в литературе, возможные отличные и хорошие отдаленные результаты лечения с восстановлением амплитуд движения можно объяснить увеличением нагрузок на глубокий сгибатель и ладонные межкостные мышцы в процессе реабилитации [2]. Случай 3 наглядно демонстрирует принципиальную невозможность восстановления функции сгибания в дистальном межфаланговом суставе без дополнительных вмешательств.

**Заключение.** Разработанная модель среднего пальца с поверхностным и глубоким сгибателями позволяет осуществлять анализ поворотов фаланг пальца при действии растягивающей нагрузки на сгибатели. Конечно-элементное моделирование воздействия усредненной нагрузки выполнено для случая двух одновременно действующих сгибателей, а также для случаев отсечения одного из сгибателей при действующем другом сгибателе. Компьютерное моделирование позволяет объективно оценить амплитуды движений под воздействием сил со стороны мышц, без влияния посттравматического отека тканей и болевого синдрома на функцию пальца.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Bunnell, S. *Surgery of the hand* / S. Bunnell. – Philadelphia, JB Lippincott, 1948. – 627 pp.
2. Boyes, J.H. *Immediate vs delayed repair of the digital flexor tendons* / J. H. Boyes // *Annals of Western Medicine and Surgery* – 1947. – №1 – P.145-152.
3. Neumann, D. A. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation* / D.A. Neumann – Mosby, Elsevier Inc., 2010. – 292 pp.
4. Aaron, M. *Continuum description of the Poisson's ratio of ligament and tendon under finite deformation* / M. Aaron [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2014. – Vol. 47. – P. 3201–3209.
5. Maganaris N. *In vivo human tendon mechanical properties* / N. Maganari, J.P. Paul // *Journal of Physiology*. – 1999. – Vol. 521. – P. 307 – 313.
6. Edsfeldt, S. *In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises* / S. Edsfeldt [et al.] // *The Journal of hand surgery. European Volume*. – 2015. – Vol. 40. DOI 10.1177/1753193415591491.