

## ОЦЕНКА ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭНДОПРОТЕЗА ВИСОЧНО-НИЖНЕЧЕЛЮСТНОГО СУСТАВА

В статье представлены результаты выбора материалов для структурных элементов эндопротеза височно-нижнечелюстного сустава на основании данных компьютерного моделирования. Проведены испытания на нагружение мышечкового отростка нижней челюсти и суставной ямки височной кости. На основании испытаний с учетом запаса прочности в качестве материала для изготовления первого элемента данного сустава рекомендовано использовать титановый сплав, а для изготовления второго элемента – сверхвысокомолекулярный полиэтилен.

The article presents the results of materials selection for the structural elements of the endoprosthesis of temporomandibular joint based on computer modeling data. Loading tests were carried out of the condylar process of lower jaw and the articular fossa of temporal bone. Based on tests taking into account the margin of safety, it is recommended to use titanium alloy as a material for the manufacture of the first element of this joint, and ultra-high molecular weight polyethylene for the manufacture of the second element.

*Ключевые слова:* височно-нижнечелюстной сустав; индивидуальное эндопротезирование; оптимизация.

*Key words:* temporomandibular joint; individual endoprosthetics; optimization.

На современном уровне развития науки разработка изделий медицинской техники осуществляется совместными усилиями специалистов естественных и технических наук, в том числе в таких областях знаний, как материаловедение, физика, механика, трибология.

Эндопротезы суставов – вживляемые в организм технические приспособления, заменяющие пораженные суставы. Создание эндопротезов – величайшее достижение человеческого разума, сравнимое с освоением космоса и мирового океана. Немногие новшества современной медицины могут сравниться с эндопротезированием по улучшению качества жизни людей. Техническое совершенство эндопротезов, достигаемое в том числе посредством оптимального выбора материалов для их изготовления, в значительной мере обуславливает сохранение здоровья и активного образа жизни миллионов людей. В клинической практике нашли применение эндопротезы практически всех органов человека.

Височно-нижнечелюстной сустав (ВНЧС) – сустав, позволяющий человеку открывать и закрывать нижнюю челюсть. Структуры ВНЧС достаточно компактны и не нарушают работу многочисленных сосудов, нервов и органа слуха. Сам сустав нельзя назвать простым, так как он окружен мягкими тканями, отвечающими за те или иные функции [1; 2].

Конструкция тотального эндопротеза ВНЧС представлена на рисунке 1 и состоит из следующих структурных элементов: суставная ямка височной кости (рисунок 1, а), мышечковый отросток нижней челюсти (рисунок 1, б) и элементы крепления (рисунок 1, в).

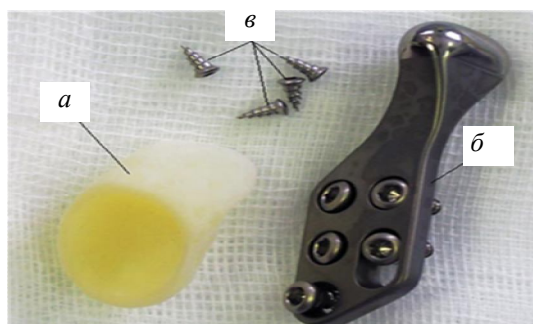


Рисунок 1 – Общий вид эндопротеза ВНЧС: а – суставная ямка височной кости; б – мышечковый отросток нижней челюсти; в – элементы крепления

Следует отметить, что в случае отсутствия возможности использования ВНЧС в медицинской практике проводятся альтернативные эндопротезированию операции – удаление пораженной части костной структуры и последующее сращивание. Подобная методика лечения даже при условии положительного исхода операции ухудшает качество жизни пациента в целом.

Производство эндопротезов суставов является специализированной наукоемкой отраслью промышленности. В настоящее время эндопротез ВНЧС возможно изготовить двумя способами. Первый предполагает изготовление металлической части эндопротеза литьем по выплавляемым моделям, а при изготовлении суставной ямки рекомендовано использовать фрезерование либо литье эластомеров под давлением. Второй способ связан с использованием 3D-печати и в значительно большей мере подходит для целей индивидуального эндопротезирования. Стоит отметить, что в различные возрастные периоды ВНЧС имеет свои особенности строения, которые часто определяют клиническую картину и исход заболевания [2]. Как следствие, различия в строении сустава в разный период жизни и определяют внешний вид требуемого для имплантации эндопротеза ВНЧС. Трехмерная печать решает этот вопрос, позволяя создать индивидуальный эндопротез в кратчайшие сроки, что также является значимым преимуществом трехмерных технологий.

Индивидуальное изготовление тотальных эндопротезов ВНЧС на практике включает в себя несколько этапов. В частности, в последнее время используют технологию CAD/CAM, которая позволяет на основе компьютерного изображения или стереолитографической модели изготовить индивидуальные компоненты ВНЧС. Следует отметить, что эндопротез не должен добавлять массы тела больному, поэтому вес изделия должен быть строго оговорен в договоре с пациентом. В случае превышения массы эндопротеза проводится оптимизация модели.

Опишем более подробно данный этап. В программе Fusion 360 к частям эндопротеза, пребывающим под нагрузкой, прикладывается определенная сила, оценивается итоговый результат. Максимальная функциональная нагрузка в ВНЧС возникает при смыкании моляров и составляет в среднем 265 Н (около 27 кг), при смыкании резцов – 160 Н (около 16 кг). Такая разница обуславливает необходимость использования для эндопротезов ВНЧС материалов с низким коэффициентом трения. На основании опыта использования материалов в эндопротезировании при выборе материалов для проверки эндопротеза на прочность в работе был использован вариант пары трения «металл-полимер». Для мышелкового отростка нижней челюсти в выборку материалов для проверки вошли титановый сплав и нержавеющая сталь [3]. Для суставной ямки нижней челюсти выбраны сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) и силиконовый каучук. Коэффициент запаса прочности принимали равным 2,0 ... 2,1. Области приложения нагрузок показаны на рисунке 2. Результаты испытаний представлены в нижеприведенной таблице.

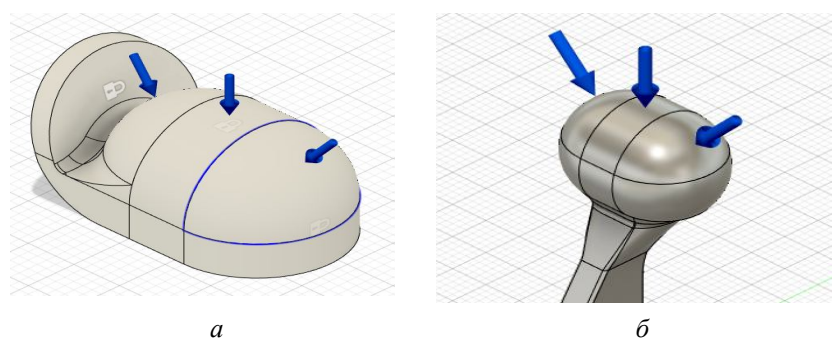


Рисунок 2 – Область приложения нагрузок для мышелкового отростка (а) и суставной ямки (б) в процессе моделирования

На основании проведенных испытаний с учетом запаса прочности в качестве материала для изготовления мышелкового отростка нижней челюсти было рекомендовано использовать титановый сплав, а для изготовления суставной ямки височной кости – СВМПЭ.

Титановый сплав (Ti6Al4V) по показателям коррозионной стойкости и биоинертности превосходит своих «конкурентов» – нержавеющие и кобальт-хром-молибденовые сплавы. По абсолютным значениям прочности сплав Ti6Al4V не уступает кобальтовым сплавам и превос-

ходит нержавеющие стали. По удельной прочности титановый сплав превосходит «конкурентов» в 2–2,5 раза. Кроме того, следует отметить, что модуль упругости у титановых сплавов в 2 раза ниже, чем у нержавеющей стали и кобальтовых сплавов. Для медицинского применения это является большим преимуществом, так как обеспечивает более высокую механическую совместимость имплантата с плотными костными структурами организма.

СВМПЭ характеризуется низким коэффициентом трения, а также высокой износостойкостью. Кроме того, он обладает высокой стойкостью к действию агрессивных сред, в том числе биологических. Главным преимуществом СВМПЭ является его биосовместимость.

#### Результаты испытаний на нагружение мышечкового отростка нижней челюсти и суставной ямки височной кости ВНЧС

Материал	Нагрузка, Н	Напряжение, МПа		Максимальные перемещения, мм	Коэффициент запаса прочности	Вывод
		min	max			
Титановый сплав	100	0,0029	81,990	0,040	10,760	Подходит
	150	0,0044	123,000	0,060	7,176	Подходит
	200	0,0059	164,000	0,080	5,382	Подходит
	265	0,0079	217,300	0,100	4,062	Подходит
	300	0,0089	246,000	0,120	3,588	Подходит
Нержавеющая сталь	100	0,0038	115,100	0,020	2,515	Подходит
	150	0,0057	172,700	0,030	1,677	Не подходит
	200	0,0076	230,300	0,040	1,258	Не подходит
	265	0,0102	305,100	0,060	0,949	Не подходит
	300	0,0114	345,400	0,060	0,838	Не подходит
СВМПЭ	100	$3,6 \cdot 10^{-5}$	6,172	0,005	3,402	Подходит
	150	$5,4 \cdot 10^{-5}$	7,399	0,007	2,838	Подходит
	200	$6,7 \cdot 10^{-5}$	8,661	0,009	2,425	Подходит
	265	$8,5 \cdot 10^{-5}$	9,887	0,012	2,124	Подходит
	300	$9,6 \cdot 10^{-5}$	11,100	0,013	1,893	Не подходит
Силиконовый каучук	100	$5,5 \cdot 10^{-5}$	5,392	1,752	1,918	Не подходит
	150	$1,1 \cdot 10^{-5}$	6,465	2,420	1,599	Не подходит
	200	$2,1 \cdot 10^{-5}$	7,562	3,100	1,367	Не подходит
	265	$2,6 \cdot 10^{-5}$	8,633	3,954	1,198	Не подходит
	300	$2,9 \cdot 10^{-5}$	9,696	4,469	1,066	Не подходит

Завершающий этап работы в технологической цепочке производства индивидуальных эндопротезов ВНЧС – печать оптимизированной модели на 3D-принтере. Тот факт, что с 2016 г. в Республике Беларусь началось бурное развитие работ в области 3D-печати, позволяет надеяться, что индивидуальное эндопротезирование со временем найдет собственную нишу [4].

#### Список использованной литературы

1. **Пивченко, П. Г.** Анатомия опорно-двигательного аппарата : учеб. пособие / П. Г. Пивченко, Н. А. Трушель. – Минск : Новое знание, 2014. – 270 с.
2. **Епифанов, С. А.** Протезирование височно-нижнечелюстного сустава / С. А. Епифанов, А. П. Поляков, В. Д. Скуредин // Вестн. Нац. медико-хирург. центра им. Н. И. Пирогова. – 2014. – № 4. – С. 17–22.
3. **Пинчук, Л. С.** Эндопротезирование суставов: технические и медико-биологические аспекты / Л. С. Пинчук, В. И. Николаев, Е. А. Цветкова. – Гомель : ИММС НАНБ, 2003. – 308 с.
4. **Опыт** разработки материалов и изделий медицинского и технического назначения с использованием аддитивных технологий / В. В. Дубровский [и др.] // Полимерные материалы и технологии. – 2020. – № 2. – Т. 6. – С. 78–85.