

DOI: 10.18481/2077-7566-2026-22-3-192-201

УДК 616.31-07

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ЭЛАЙНЕРОВ

Московец О. О.¹, Иванова А. В.¹, Игнатьев С. Д.², Апресян С. В.¹,
Степанов А. Г.¹, Статник Е. С.³, Дун А.⁴, Апресян К. С.¹

¹ Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия

² Федеральный научный центр гигиены им. Ф.Ф. Эрисмана, г. Москва, Россия

³ Сколковский институт науки и технологий, г. Москва, Россия

⁴ Московский авиационный институт, г. Москва, Россия

Аннотация

Актуальность. Клиническая эффективность ортодонтических элайнеров во многом определяется механическими свойствами конструкционного полимера, от которых зависят жесткость каппы, характер ее деформации и величина передаваемых на зубы сил. Использование усредненных характеристик материалов при конечно-элементном моделировании может снижать достоверность расчетов, поскольку коммерческие полимеры различаются составом, слоистостью и термомеханическим поведением.

Цель исследования. Определить и сопоставить механические характеристики материалов для изготовления ортодонтических элайнеров и сформировать экспериментальную базу для последующего конечно-элементного анализа.

Материалы и методы. Проведено сравнительное исследование 60 образцов шести материалов: Ustom, Avantis, Aligners, 3A Medes, StarSmile однослойный и StarSmile трехслойный, по 10 образцов в каждой группе. После вакуумного термоформования выполняли испытания на одноосное растяжение на универсальной разрывной машине при скорости нагружения 2 мм/мин и преднагрузке около 10 Н. Локальные деформации оценивали методом цифровой корреляции изображений с обработкой данных в программе Ncorr. Статистический анализ включал однофакторный дисперсионный анализ, тест Левена и апостериорный тест Games-Howell.

Результаты. Максимальные значения модуля Юнга и предела прочности выявлены у Ustom — 1177,73 и 35,98 МПа соответственно. Минимальный модуль Юнга установлен у трехслойного StarSmile — 261,87 МПа; этот материал также характеризовался наибольшей деформацией при достижении предела прочности — 10,72 %. Минимальные значения прочности зарегистрированы у трехслойного StarSmile и Avantis. Тип материала статистически значимо влиял на модуль Юнга и предел прочности ($p < 0,001$).

Заключение. Состав и многослойность материала существенно определяют его механический ответ. Полученные значения следует использовать как специфические для каждого материала параметры при построении конечно-элементной модели системы «элайнер — зуб — периодонтальная связка — альвеолярная кость».

Ключевые слова: ортодонтические элайнеры, полимерные материалы, модуль Юнга, предел прочности, коэффициент Пуассона, цифровая корреляция изображений, метод конечных элементов, математическое моделирование

Благодарность. Статья подготовлена в рамках выполнения государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (FSSF-2026-0012). 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6.

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов

Оксана Олеговна МОСКОВЕЦ ORCID ID 0000-0002-6479-8192

к.м.н., доцент института цифровой стоматологии медицинского института, Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия
om.stomat@gmail.com

Анастасия Вадимовна ИВАНОВА ORCID ID 0009-0000-5580-1532

соискатель института цифровой стоматологии медицинского института, Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия
anastasiaivanova.ortho@gmail.com

Семен Дмитриевич ИГНАТЬЕВ ORCID ID 0000-0001-7415-5513

к.ф.-м.н., старший научный сотрудник, Федеральный научный центр гигиены им. Ф. Ф. Эрисмана, г. Мытищи, Россия
ignatyev.s.11@gmail.com

Самвел Владиславович АПРЕСЯН ORCID ID 0000-0002-3281-707X

д.м.н., профессор, директор института цифровой стоматологии медицинского института, Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия
dr.apresyan@mail.ru

Александр Геннадьевич СТЕПАНОВ ORCID ID 0000-0002-6543-0998

д.м.н., профессор, профессор института цифровой стоматологии медицинского института, Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия
stepanovmd@list.ru

Евгений Сергеевич СТАТНИК ORCID ID 0000-0002-1105-9206

PhD, старший научный сотрудник, Сколковский институт науки и технологий, г. Москва, Россия
eugene.statnik@skoltech.ru

Артем ДУН ORCID ID 0009-0003-5186-6605

Магистр, инженер, Московский авиационный институт, г. Москва, Россия
dun.artem@inbox.ru

Карина Сергеевна АПРЕСЯН ORCID ID 0009-0005-6896-5604

студент медицинского института Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, г. Москва, Россия
apresyanks@mail.ru

Адрес для переписки: Александр Геннадьевич СТЕПАНОВ

117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая д. 6
+7(495) 003-14-53
stepanovmd@list.ru

Образец цитирования:

Московец О. О., Иванова А. В., Игнатьев С. Д., Апресян С. В., Степанов А. Г., Статник Е. С., Дун А., Апресян К. С.
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ
ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ЭЛАЙНЕРОВ. Проблемы стоматологии. 2026; 3: 192-201.

© Московец О. О. и др., 2026

DOI: 10.18481/2077-7566-2026-22-3-192-201

Поступила 15.07.2026. Принята к печати 11.09.2026

DOI: 10.18481/2077-7566-2026-22-3-192-201

EXPERIMENTAL DETERMINATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF MATERIALS USED FOR THE FABRICATION OF ORTHODONTIC ALIGNERS

Moskovets O.O.¹, Ivanova A.V.¹, Ignatiev S.D.², Apresyan S.V.¹,
Stepanov A.G.¹, Statnik E.S.³, Dun A.⁴, Apresyan K.S.¹

¹ Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow, Russia

² F. F. Erisman Federal Scientific Center of Hygiene, Moscow, Russia

³ Skolkovo Institute of Science and Technology, Moscow, Russia

⁴ Moscow Aviation Institute, Moscow, Russia

Abstract

Relevance. The clinical effectiveness of orthodontic aligners is largely determined by the mechanical properties of the polymer material, which influence aligner stiffness, deformation behavior, and the magnitude of forces transmitted to the teeth. The use of averaged material properties in finite element modeling may reduce the accuracy of calculations, since commercially available polymers differ in their composition, layered structure, and thermomechanical behavior.

Objective. To determine and compare the mechanical properties of materials used for the fabrication of orthodontic aligners and to establish an experimental database for subsequent finite element analysis.

Materials and Methods. A comparative study was performed on 60 specimens of six materials: Ustom, Avantis, Aligners, 3A Medes, single-layer StarSmile, and three-layer StarSmile, with 10 specimens in each group. Following vacuum thermoforming, uniaxial tensile testing was carried out using a universal testing machine at a crosshead speed of 2 mm/min and a preload of approximately 10 N. Local strains were assessed using digital image correlation, with data processed in Ncorr software. Statistical analysis included one-way analysis of variance, Levene's test, and the Games-Howell post hoc test.

Results. The highest Young's modulus and ultimate tensile strength were recorded for Ustom, at 1,177.73 MPa and 35.98 MPa, respectively. The lowest Young's modulus was observed for three-layer StarSmile at 261.87 MPa. This material also demonstrated the highest strain at ultimate tensile strength, reaching 10.72 %. The lowest strength values were recorded for three-layer StarSmile and Avantis. Material type had a statistically significant effect on both Young's modulus and ultimate tensile strength ($p < 0.001$).

Conclusion. Material composition and multilayer structure substantially influence the mechanical response of orthodontic aligner materials. The obtained values should be used as material-specific input parameters when developing a finite element model of the "aligner-tooth-periodontal ligament-alveolar bone" system.

Keywords: orthodontic aligners, polymeric materials, Young's modulus, ultimate tensile strength, Poisson's ratio, digital image correlation, finite element method, mathematical modeling

Acknowledgement. This article was prepared as part of the state assignment of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (FSSF-2026-0012). 117198, Moscow, Miklukho-Maklaya St., Bldg. 6.

The authors declare no conflict of interest

Oksana O. MOSKOVETS ORCID ID 0000-0002-6479-8192

PhD, Associate Professor at the Institute of Digital Dentistry of the Medical Institute, Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russia

om.stomat@gmail.com

Anastasia V. IVANOVA ORCID ID 0009-0000-5580-1532

applicant for the Institute of Digital Dentistry, Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russia

anastasiaivanova.ortho@gmail.com

Semyon D. IGNATIEV ORCID ID 0000-0001-7415-5513

PhD, Researcher, F. F. Erisman Federal Scientific Center of Hygiene, Mytishchi, Russia,

ignatyev.s.11@gmail.com

Samvel V. APRESYAN ORCID ID 0000-0002-3281-707X

PhD, MD, DSc, Professor, Director of the Institute of Digital Dentistry, Medical Institute, Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russia

dr.apresyan@mail.ru

Alexander G. STEPANOV ORCID ID 0000-0002-6543-0998

PhD, MD, DSc, Professor, Professor of the Institute of Digital Dentistry, Medical Institute, Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russia,

stepanovmd@list.ru

Evgeny S. STATNIK ORCID ID 0000-0002-1105-9206

PhD, Senior Researcher, Skolkovo Institute of Science and Technology, Moscow, Russia,

eugene.statnik@skoltech.ru

Artem DUN ORCID ID 0009-0003-5186-6605

MSc, Engineer, Moscow Aviation Institute, Moscow, Russia

dun.artem@inbox.ru

Karina S. APRESYAN ORCID ID 0009-0005-6896-5604

Student of the Medical Institute of the Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow, Russia

apresyanks@mail.ru

Correspondence address: Alexander G. STEPANOV

6 Miklukho-Maklaya St., Moscow, 117198

+7 (495) 003-14-53

stepanovmd@list.ru

For citation:

Moskovets O.O., Ivanova A.V., Ignatiev S.D., Apresyan S.V., Stepanov A.G., Statnik E.S., Dun A., Apresyan K.S.

EXPERIMENTAL DETERMINATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF MATERIALS USED FOR THE FABRICATION OF ORTHODONTIC ALIGNERS.

Actual problems in dentistry. 2026; 3: 192-201. (In Russ.)

© Moskovets O.O. et al., 2026

DOI: 10.18481/2077-7566-2026-22-3-192-201

Received 15.07.2026. Accepted 11.09.2026

Актуальность

Ортодонтические элайнеры стали одним из наиболее быстро развивающихся направлений цифровой ортодонтии благодаря эстетичности, съемности, возможности виртуального сетапа и последовательной реализации запланированных перемещений зубов. При этом клиническая эффективность элайнер-терапии определяется не только точностью цифрового планирования, но и механическим поведением материала капшы: жесткостью, способностью к упругому восстановлению, сопротивлением ползучести, релаксацией напряжений, толщиной после термоформования и стабильностью формы в условиях полости рта [1–3].

В современной ортодонтии математическое моделирование, особенно конечно-элементный анализ (КЭА), используется для количественной оценки распределения напряжений и деформаций в системе «зуб — периодонтальная связка — альвеолярная кость — ортодонтический аппарат», а также для предварительного сравнения вариантов силового воздействия до клинического применения [4–7]. В работах ряда авторов, подчеркивается переход ортодонтии от двумерных схем планирования к персонализированным трехмерным цифровым моделям, интегрирующим данные КЛКТ, внутривитрового и лицевого сканирования [9, 10].

Однако достоверность конечно-элементарного анализа напрямую зависит от корректности исходных механических характеристик всех компонентов модели. Для биологических тканей и реставрационных материалов в литературе обычно задают модуль Юнга и коэффициент Пуассона: зубы, альвеолярная кость, периодонтальная связка, композитные аттачменты и материал элайнера. При этом материал элайнера часто вводится в модель по усредненным литературным значениям, хотя реальные коммерческие материалы различаются по химическому составу, термомеханической истории, толщине, способу термоформования и многослойной архитектуре [10, 11].

В открытой литературе показано, что термопластические материалы элайнеров включают полиэфирные материалы PET/PETG, термопластические полиуретаны (TPU/PU), полипропилен, поликарбонатные композиции, а также многослойные ламинаты, в которых жесткие наружные слои сочетаются с более упругим внутренним слоем [2, 3]. Такая архитектура меняет силовую передачу: в *in vitro* исследованиях многослойные элайнерные материалы обычно генерировали меньшие начальные силы по сравнению с жесткими однослойными материалами, тогда как более жесткие однослойные материалы были перспективнее для контролируемого корпусного перемещения зубов [11].

В связи с этим для корректного математического эксперимента по изучению эффективности ортодонтических элайнеров необходимо не только построить геометрически точную цифровую модель, но и экспериментально определить механические свойства конкретных материалов, используемых в клинической и лабораторной практике [12–14]. Особую значимость имеет определение

модуля Юнга и коэффициента Пуассона конструкционного материала элайнера, поскольку эти параметры определяют жесткость капшы, характер ее деформации при посадке на зубной ряд и величину передаваемых ортодонтических сил [1, 10].

Цель исследования

Определить и сопоставить механические характеристики материалов для изготовления ортодонтических элайнеров и сформировать экспериментальную базу для последующего конечно-элементного анализа.

Материалы и методы

Исследование выполнено как сравнительный *in vitro* эксперимент по одноосному растяжению полимерных материалов, применяемых для изготовления ортодонтических элайнеров и капш. Объектами исследования были образцы шести групп материалов: Ustom, Avantis, Aligners, 3A Medes, StarSmile однослойный и StarSmile трехслойный. Согласно структуре однофакторного дисперсионного анализа ($df_{total} = 59$; $df_{within} = 54$), суммарный объем выборки составил 60 образцов, по 10 образцов в каждой группе (рис. 1).

Образцы изготавливались методом вакуумного термопрессования в соответствии с рекомендациями производителя и имели стандартизированную геометрию, указанную в протоколе механических испытаний. Перед расчетом напряжений и деформаций учитывали исходные геометрические размеры каждого образца (рис. 2).



Рис. 1. Изготовление образцов методом вакуумного термопрессования

Fig.1. Specimen fabrication by vacuum thermoforming

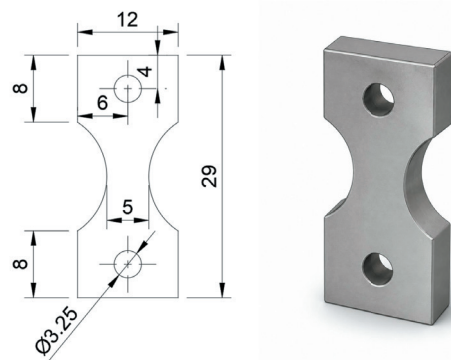


Рис. 2. Чертеж образцов с размерами

Fig.2. Dimensioned drawing of the specimens

Сведения о химическом составе и слоистости материалов были уточнены по открытым источникам производителей и дистрибьюторов, а также по обзорам термопластических материалов для элайнеров. Для материалов, по которым производитель не раскрывает

химический состав, в таблице указана степень достоверности данных и необходимость последующей физико-химической верификации методом FTIR/ATR-FTIR, DSC или Raman-спектроскопии (табл. 1).

Таблица 1

Характеристика исследованных материалов по составу, многослойности и применимости в конечно-элементной модели

Table 1. Characteristics of the investigated materials in terms of composition, multilayer structure, and applicability to finite element modeling

Материал (фирма-производитель)	Открытые сведения о составе и структуре	Характеристика для моделирования
Ustom	Российские заготовки для термоформования элайнеров, отбеливающих капп и ретейнеров. Производитель указывает однослойный ПЭТ и полиэтиленовую защитную пленку с обеих сторон; отдельные дистрибьюторы и регистрационные описания указывают ПЭТ-Г, поэтому точная идентификация полимера требует FTIR/DSC	В предварительной КЭ-модели может задаваться как однородный однослойный термопласт с экспериментальным $E = 1177,73$ МПа. Для коэффициента Пуассона до прямого измерения целесообразен диапазон чувствительности 0,36–0,41
Avantis	Открытые источники указывают наличие однослойных элайнеров и отдельных трехслойных вариантов/сплнтлайнеров, однако верифицируемый химический состав конкретного испытуемого материала в открытых источниках не раскрыт	Модель задавать по экспериментальному $E = 474,45$ МПа. Химическую природу и слоистость конкретной партии необходимо подтвердить FTIR/DSC и микроскопией поперечного среза
Aligners	Название группы соответствует маркировке лабораторных образцов. Верифицируемая публичная информация о конкретном бренде и химическом составе не найдена. В современной практике элайнеры чаще изготавливаются из PET/PETG, TPU/PU или их многослойных композиций	До уточнения состава использовать экспериментальное $E = 649,12$ МПа и проводить чувствительный анализ по коэффициенту Пуассона. Необходимо дополнительно установить состав материала
3A Medes	EV Gasket Splint / Splint-линейка 3A Medes: жесткие прозрачные пластины для ортодонтических шин, капп и ретейнеров; дистрибьюторы указывают PETG (полиэтилентерефталат-гликоль)	Материал может быть принят как PETG-подобный однослойный термопласт с $E = 648,87$ МПа. По данным литературы для PETG-материалов близкого назначения коэффициент Пуассона составляет около 0,394–0,406
StarSmile, 1 слой	По данным StarSmile, базовые элайнеры StarSmile изготавливаются из однослойного медицинского пластика; финальная толщина элайнера около 0,75 мм. Химический состав производителем публично не раскрыт	Однослойный материал с $E = 605,08$ МПа. Для КЭА возможна гомогенизированная линейно-упругая модель; коэффициент Пуассона требует прямого измерения
StarSmile, 3 слоя	StarSmile iQ описан производителем как трехслойный материал: между двумя внешними жесткими оболочками находится упругий эластомер; заявлены повышенная гибкость и сохранение формы в течение срока ношения	Материал предпочтительно моделировать как слоистый ламинат при известной толщине слоев и их свойствах. При отсутствии этих данных допустима временная гомогенизация с $E = 261,87$ МПа, но с обязательным чувствительным анализом по коэффициенту Пуассона и вязкоупругости

Механические испытания проводили на специализированной универсальной разрывной машине. Скорость нагружения составляла 2 мм/мин. Значение преднагрузки составляло 1 кгс, что соответствует приблизительно 9,81–10 Н. Нагружение продолжали до достижения предела прочности и разрушения/предельной деформации образца. По результатам испытаний строили кривые «нагрузка — деформация» и «напряжение — относительная деформация».

Инженерное напряжение рассчитывали как отношение текущей нагрузки к исходной площади поперечного сечения образца. Относительную деформацию рассчитывали как отношение изменения длины рабочей части к ее исходной длине. Модуль Юнга определяли

по начальному квазилинейному участку диаграммы растяжения. Предел прочности определяли как максимальное инженерное напряжение, достигнутое образцом в процессе испытания. Деформацию при достижении предела прочности выражали в долях единицы и в процентах.

Для определения локальных деформаций и уточнения механических характеристик материалов применяли метод цифровой корреляции изображений (Digital Image Correlation, DIC). Процесс деформации и разрушения регистрировали цифровой камерой, синхронизированной с системой нагружения, в виде видеопотока высокого разрешения. Последующую обработку видеоданных проводили в программном обеспечении Ncorr. Размер

корреляционного подмножества составлял 21 пиксель, шаг смещения подмножеств — 3 пикселя [15].

DIC является принципиально важным для следующего этапа работы, поскольку позволяет не только уточнять продольные деформации, но и при соответствующей разметке поля деформаций определять поперечную деформацию и рассчитывать коэффициент Пуассона как отношение поперечной и продольной деформации в упругой области. В текущем отчете коэффициент Пуассона не представлен как рассчитанный результат, поэтому для финальной КЭ-модели его необходимо либо измерить по DIC/тензометрии, либо использовать литературные значения с анализом чувствительности.

Статистическую обработку проводили для выявления межгрупповых различий средних значений модуля Юнга и предела прочности. Использовали однофакторный дис-

персионный анализ (ANOVA) при уровне значимости 0,05. Для проверки однородности дисперсий применяли тест Левена. Поскольку тест Левена выявил гетероскедастичность дисперсий, для множественных межгрупповых сравнений применяли апостериорный тест Games-Howell, устойчивый к неравенству дисперсий.

Результаты

Для всех исследованных полимерных материалов механическое поведение включало упругую и пластическую составляющие. По мере увеличения нагрузки возрастала доля ползучести и необратимой деформации. В большинстве случаев пластическая деформация сопровождалась образованием шейки, что отражало переход материала из изотропного в ориентированное состояние при относительно стабильном уровне напряжения и продолжающемся росте деформации (табл. 2).

Таблица 2

Механические характеристики исследованных материалов
Table 2. Mechanical properties of the investigated materials

Материал	Модуль Юнга, МПа	Предел прочности, МПа	Деформация при пределе прочности	Деформация, %
Ustom	1177,73	35,98	0,03	3,45
Avantis	474,45	9,28	0,04	3,85
Aligners	649,12	20,67	0,04	4,02
3A Medes	648,87	24,89	0,05	5,21
StarSmile, 1 слой	605,08	17,72	0,03	2,97
StarSmile, 3 слоя	261,87	7,93	0,11	10,72

Наибольший модуль Юнга установлен у Ustom — 1177,73 МПа. Это значение приблизительно в 2,48 раза превышало показатель Avantis и в 4,50 раза — показатель трехслойного StarSmile. Наименьший модуль Юнга выявлен у трехслойного StarSmile — 261,87 МПа. Промежуточную группу по жесткости сформировали Aligners (649,12 МПа), 3A Medes (648,87 МПа) и StarSmile однослойный (605,08 МПа).

По пределу прочности максимальное значение также было характерно для Ustom — 35,98 МПа. Далее следовали 3A Medes (24,89 МПа), Aligners (20,67 МПа) и StarSmile однослойный (17,72 МПа). Минимальные значения предела прочности зарегистрированы у Avantis (9,28 МПа) и StarSmile трехслойный (7,93 МПа). При этом трехслойный StarSmile имел наибольшую деформацию при достижении предела прочности — 10,72 %, что указывает на существенно более податливое и деформируемое поведение по сравнению с однослойными материалами (рис. 3).

Результаты дисперсионного анализа представлены в таблице 3.

ANOVA выявил статистически значимые межгрупповые различия как для модуля Юнга ($F = 382,149$;

$p < 0,001$), так и для предела прочности ($F = 2416,579$; $p < 0,001$). Следовательно, тип материала является значимым фактором, определяющим жесткость и прочность конструкционного полимера элайнера.

Тест Левена показал статистически значимую неоднородность дисперсий для обоих анализируемых показателей ($p < 0,001$). В связи с этим для множественных сравнений применялся тест Games-Howell.

Апостериорный анализ показал, что по модулю Юнга большинство пар материалов статистически значимо различались. Исключение составили пары Aligners — 3A Medes ($p = 1,000$) и 3A Medes — StarSmile однослойный ($p = 0,751$), что указывает на сходный уровень жесткости этих материалов. При этом разница между Aligners и StarSmile однослойным была статистически значимой, несмотря на относительно близкие абсолютные значения. По пределу прочности все межгрупповые сравнения были статистически значимыми, что не позволяет рассматривать промежуточные материалы как полностью эквивалентные по прочностным свойствам.

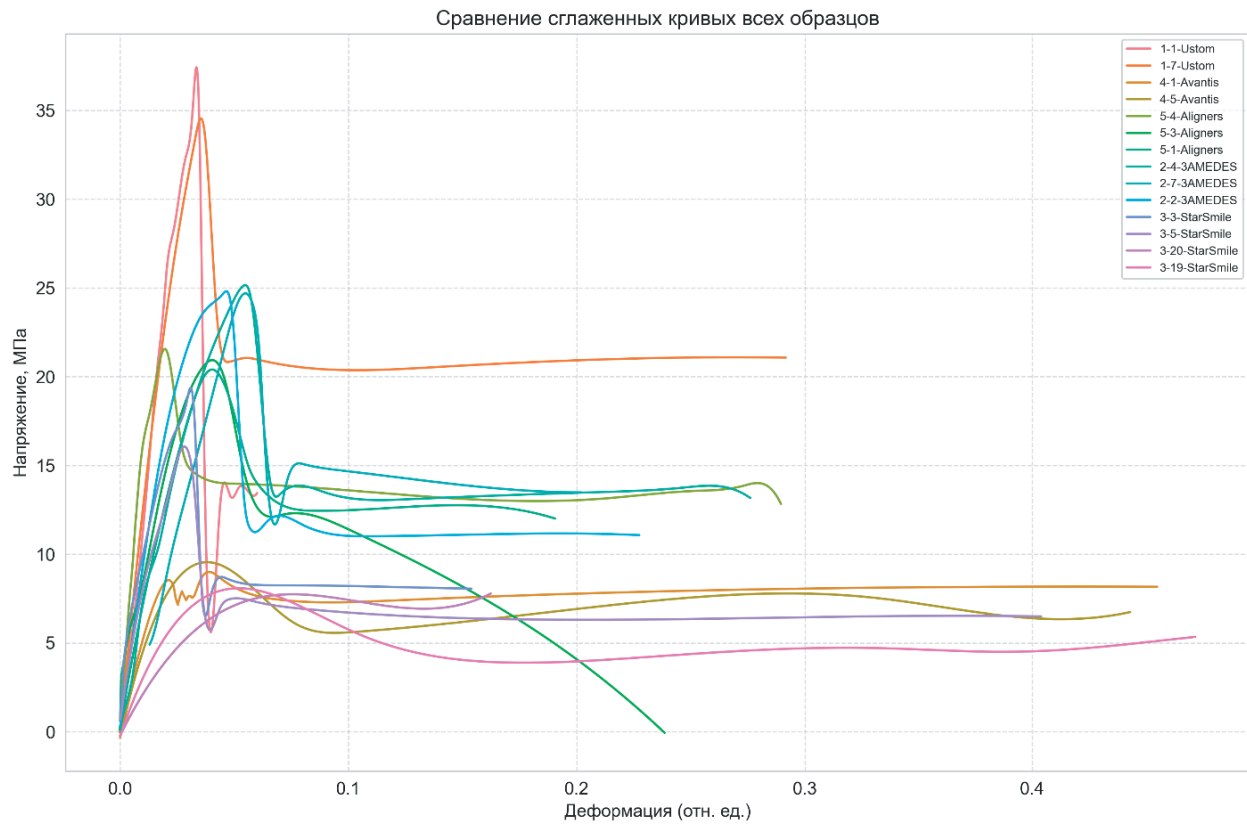


Рис. 3. Типовые кривые «нагрузка-деформация» для исследуемых групп материалов

Fig. 3. Typical load–deformation curves for the investigated material groups

Таблица 3

Результаты однофакторного дисперсионного анализа

Table 3. Results of the one-way analysis of variance (ANOVA)

Показатель	Источник вариации	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Модуль Юнга	Between Groups	4578807,173	5	915761,435	382,149	< 0,001
Модуль Юнга	Within Groups	129402,574	54	2396,344		
Модуль Юнга	Total	4708209,747	59			
Предел прочности	Between Groups	5367,431	5	1073,486	2416,579	< 0,001
Предел прочности	Within Groups	23,988	54	0,444		
Предел прочности	Total	5391,419	59			

Обсуждение

Полученные результаты подтверждают, что материалы, применяемые для изготовления элайнеров, не могут рассматриваться как механически взаимозаменяемые. Различия модуля Юнга между группами достигали кратных величин, что является принципиально важным для конечно-элементного моделирования. В линейно-упругой постановке именно модуль Юнга определяет сопротивление материала деформации, а значит — величину сил, возникающих при посадке элайнера на зубной ряд и при запрограммированном смещении зубов.

Наиболее жестким и прочным материалом оказался Ustom. С точки зрения КЭА это означает, что при равной

геометрии каппы и одинаковой величине активации такой материал потенциально будет генерировать более высокие начальные контактные напряжения и силы. Клинически это может быть полезно для сохранения формы элайнера и контроля перемещения, но требует осторожной интерпретации, поскольку избыточные локальные силы могут повышать риск нежелательных перемещений или дискомфорта. Поэтому в будущей модели для Ustom необходимо отдельно оценивать распределение контактных напряжений в области аттачментов, режущего края и пришеечной зоны.

Трехслойный StarSmile показал противоположный профиль: минимальный модуль Юнга и предел прочности при максимальной деформации до достижения

предела прочности. Эти данные согласуются с открытым описанием StarSmile iQ как трехслойного материала, содержащего упругий эластомер между двумя жесткими наружными оболочками. Многослойность, вероятно, снижает эффективную жесткость образца при растяжении и повышает способность к деформации. Для математического моделирования это особенно важно: трехслойный материал некорректно полностью описывать одной гомогенной линейно-упругой константой, если исследуется локальная деформация стенки элайнера. Оптимальным является построение ламинированной модели с отдельными свойствами наружных оболочек и внутреннего эластомерного слоя; при отсутствии данных о толщине и свойствах слоев допустима временная гомогенизация с обязательным анализом чувствительности.

Промежуточная группа материалов — Aligners, 3A Medes и StarSmile однослойный — продемонстрировала близкие значения модуля Юнга, однако прочностные различия между ними были статистически значимыми. Это означает, что по жесткости в начальной упругой области эти материалы могут давать сходный механический ответ, но их предельная нагрузочная способность и устойчивость к повреждению будут различаться. Для КЭА начального перемещения зубов ключевым будет модуль Юнга, а для оценки риска деформации, трещинообразования и потери формы необходимо учитывать предел прочности, деформацию и вязкоупругие свойства.

Для материала 3A Medes открытые дистрибьюторские данные указывают PETG, что соответствует распространенной группе материалов для термоформованных элайнеров и ретейнеров. Литературные данные для PETG-подобных материалов Duran и Erkodur показывают модуль упругости порядка 690–711 МПа и коэффициент Пуассона около 0,394–0,406 (Inoue et al., 2020). Экспериментальное значение 3A Medes в настоящей работе (648,87 МПа) находится в сопоставимом диапазоне, хотя прямое сравнение ограничено различиями толщины, методики подготовки и условий испытания.

Важнейшим методическим выводом является необходимость прямого определения коэффициента Пуассона для каждой исследуемой группы. В доступных КЭ-моделях элайнеров коэффициент Пуассона часто задается как 0,36 для материала каппы, тогда как для PETG-материалов в экспериментальной работе Inoue et al. значения составляли около 0,394–0,406. Даже если влияние коэффициента Пуассона на величину силы меньше, чем влияние модуля Юнга, этот параметр определяет поперечное сжатие и объемную деформацию стенки элайнера, что может быть значимо при моделировании контактного взаимодействия, посадки каппы и поведения многослойных материалов.

Данные настоящей работы создают основу для следующего этапа — математического эксперимента методом конечных элементов. В такой модели экспериментально измеренные значения модуля Юнга должны заменить усредненный параметр «clear aligner». Далее необходимо провести серию расчетов: 1) сравнить распреде-

ление напряжений при одинаковой геометрии элайнера и разных материалах; 2) оценить чувствительность перемещения зуба к модулю Юнга и коэффициенту Пуассона; 3) сравнить однослойное и трехслойное представление StarSmile iQ; 4) проверить влияние толщины после термоформования, поскольку реальная толщина стенки элайнера неодинакова в окклюзионной, вестибулярной и пришеечной областях.

Ограничения исследования

- Химический состав части материалов установлен по открытым источникам, но не подтвержден физико-химическим анализом. Для Avantis, Aligners и StarSmile однослойный открытая информация о составе недостаточна.

- Коэффициент Пуассона исследованных материалов в текущем отчете не представлен как измеренный параметр. Его необходимо определить на следующем этапе по данным DIC или тензометрии.

- Испытания проведены при одноосном растяжении и не отражают полностью комплексное напряженное состояние элайнера в полости рта.

- Не оценивались старение, термоциклирование, воздействие слюны/воды при 37 °C, релаксация напряжений и ползучесть, хотя эти факторы существенно влияют на клиническую силовую передачу элайнеров.

- Для трехслойного StarSmile не были представлены толщина и свойства отдельных слоев, поэтому результат отражает эффективный модуль всего ламината, а не параметры каждого слоя.

Практическая значимость для последующего КЭА

Практическая значимость работы состоит в формировании исходного набора механических параметров для цифрового моделирования. На следующем этапе рекомендуется: 1) дополнить испытания расчетом коэффициента Пуассона по DIC; 2) провести FTIR/DSC-верификацию состава всех материалов; 3) определить свойства после термоформования, термоциклирования и выдержки во влажной среде при 37 °C; 4) построить КЭ-модель с материал-специфическими параметрами элайнера; 5) провести анализ чувствительности по E, ν , толщине каппы и коэффициенту трения; 6) для StarSmile iQ сравнить гомогенизированную и слоистую постановку.

Выводы

- В едином протоколе одноосного растяжения установлены выраженные межгрупповые различия механических свойств исследованных материалов элайнеров: тип материала статистически значимо влиял на модуль Юнга и предел прочности (ANOVA, $p < 0,001$).

- Максимальные значения модуля Юнга и предела прочности получены для Ustom: 1177,73 МПа и 35,98 МПа соответственно. Этот материал является наиболее жестким и прочным среди исследованных групп.

- Минимальный модуль Юнга выявлен у трехслойного StarSmile — 261,87 МПа; минимальные прочностные характеристики отмечены у StarSmile трехслойного и Avantis. При этом трехслойный StarSmile имел наибольшую деформацию при достижении предела

прочности (10,72 %), что указывает на более податливое поведение материала.

4. Материалы Aligners, 3A Medes и StarSmile однослойный сформировали промежуточную группу по жесткости. Однако их нельзя считать полностью эквивалентными, поскольку по пределу прочности все межгрупповые различия были статистически значимыми.

5. Многослойность материала существенно меняет его эффективный механический ответ: на примере StarSmile трехслойная структура ассоциировалась со снижением модуля Юнга и предела прочности при увеличении предельной деформации. В КЭА такой материал желательно моделировать как слоистый ламинат, а не как простой однофазный полимер.

6. Для дальнейшего математического эксперимента методом конечных элементов следует использовать экспериментально определенные значения модуля Юнга для каждой группы материалов. Коэффициент Пуассона должен быть измерен экспериментально; до этого допустимо применять литературные диапазоны с обязательным анализом чувствительности модели.

7. Полученные данные формируют экспериментальную основу для построения персонифицированной конечно-элементной модели элайнер-терапии и позволяют перейти от усредненного материала элайнера к материал-специфическому моделированию.

Литература/References

1. Inoue S., Yamaguchi S., Uyama H., Yamashiro T., Imazato S. Influence of constant strain on the elasticity of thermoplastic orthodontic materials. *Dental Materials Journal*. 2020;39(3):415–421. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-104>
2. Cenzato N., Di Iasio G., Martín Carreras-Presas C., Caprioglio A., Del Fabbro M. Materials for Clear Aligners — A Comprehensive Exploration of Characteristics and Innovations: A Scoping Review. *Applied Sciences*. 2024;14(15):6533. <https://doi.org/10.3390/app14156533>
3. Delgado J. I., Kehyaian P., Fernández-Blázquez J. P. Thermoplastics for Clear Aligners: A Review. *Polymers*. 2025;17(12):1681. <https://doi.org/10.3390/polym17121681>
4. Singh J. R., Kambalyal P., Jain M., Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2016;6(2):110–114. <https://doi.org/10.4103/2231-0762.178743>
5. Kawamura J., Tamaya N. A finite element analysis of the effects of archwire size on orthodontic tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Progress in Orthodontics*. 2019;20(1):3. <https://doi.org/10.1186/s40510-018-0255-8>
6. Chen J., Zhu D., Zhao M., Cheng Z., Pan Y., Liu X. Three-dimensional finite element analysis of the optimal mechanical design for maximum inward movement of the anterior teeth with clear aligners. *Scientific Reports*. 2024;14:13203. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-63907-x>
7. Gao H., Luo L., Liu J. Three-dimensional finite element analysis of maxillary molar distalization treated with clear aligners combined with different traction methods. *Progress in Orthodontics*. 2024;25(1):47. <https://doi.org/10.1186/s40510-024-00546-y>
8. Tarraf N. E., Darendeliler M. A. Present and the future of digital orthodontics. *Seminars in Orthodontics*. 2018;24(4):376–385. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2018.10.002>
9. Lahoud P., Faghihian H., Richert R., Jacobs R., EzEldeen M. Finite element models: A road to in-silico modeling in the age of personalized dentistry. *Journal of Dentistry*. 2024;150:105348. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105348>
10. Lee H., Kim K., Choi Y.-K., Kim S.-H., Kim Y.-I., Kim S.-S. Iterative Finite Element Analysis of Buccolingual Width on Canine Distal Movement in Clear Aligner Treatment. *Applied Sciences*. 2025; 15(12):6946. <https://doi.org/10.3390/app15126946>
11. Elshazly T. M., Bourauel C., Ismail A., Ghoraba O., Aldesoki M., Salvatori D. et al. Effect of material composition and thickness of orthodontic aligners on the transmission and distribution of forces: an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2024;28(5):258. <https://doi.org/10.1007/s00784-024-05662-x>
12. Bunta O., Festila D., Muresan V., Coloși T., Stan O. P., Unguresan M. L. et al. Mathematical Modeling and Digital Simulation of Teeth Dynamics for the Approximation of Orthodontic Treatment Duration. *Applied Sciences*. 2023;13(10):5932. <https://doi.org/10.3390/app13105932>
13. Merema B. B.J., Kraeima J., Glas H. H., Spijkervet F. K.L., Witjes M. J.H. Patient-specific finite element models of the human mandible: Lack of consensus on current set-ups. *Oral Diseases*. 2021;27(1):42–51. <https://doi.org/10.1111/odi.13381>
14. Xue J., Ye N., Yang X., Wang S., Wang J., Wang Y. et al. Finite element analysis of rapid canine retraction through reducing resistance and distraction. *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22(1):52–60. <https://doi.org/10.1590/1678-775720130365>
15. Blaber J., Adair B., Antoniou A. Ncorr: Open-Source 2D Digital Image Correlation Matlab Software. *Experimental Mechanics*. 2015;55(6):1105–1122. <https://doi.org/10.1007/s11340-015-0009-1>