

DOI: 10.37988/1811-153X_2021_1_124

Ю.А. Миняйло^{1,2},зав. ортопедическим отделением; ассистент
кафедры ортопедической стоматологииА.А. Копытов²,д.м.н., к.с.н., профессор кафедры
стоматологии общей практикиС.Н. Поздняков³,

заведующий научным отделом

¹ Стоматологическая поликлиника № 1,
Белгород² НИУ БелГУ³ ООО «ВладМиВа», Белгород

Основные этапы развития материалов и методов изготовления базисов съемных протезов

Резюме. Цель — выявить наиболее значимые этапы развития материалов и методов изготовления базисов съемных протезов. **Материалы и методы.** Проведена оценка публикаций базы данных PubMed. Поиск осуществлялся с применением дескрипторов «метилметакрилат», «methyl methacrylate» и «материалы для базисов съемных протезов», «materials for removable denture bases». Под базисом протеза понимают материал, контактирующий с протезным ложем, функциями которого является сохранение устойчивости протеза и прочного удержания искусственных зубов. **Результаты.** Анализ публикаций позволил выявить широкий спектр научных подходов к оптимизации и применению материалов для изготовления съемных протезов. Каждый из них обладает набором положительных и отрицательных характеристик. **Заключение.** Выявлен широкий спектр научных подходов к оптимизации и применению материалов для изготовления съемных протезов.

Ключевые слова: базис, съемный протез, метилметакрилат, этилметакрилат

ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:

Миняйло Ю.А., Копытов А.А., Поздняков С.Н. Основные этапы развития материалов и методов изготовления базисов съемных протезов. — *Клиническая стоматология*. — 2021; 1 (97): 124—30. DOI: 10.37988/1811-153X_2021_1_124

Yu.A. Minyaylo^{1,2},Head of the Prosthodontics departments,
assistant at the Prosthodontics DepartmentA.A. Kopytov²,Grand PhD in Medical Sciences, PhD in Social
Sciences, professor of the General dentistry
DepartmentS.N. Pozdnyakov³,Head of Research and development
Department¹ Regional State Dental Clinic No. 1, Belgorod,
Russia² Belgorod State University, Belgorod, Russia³ "VladMiVa Ltd.", Belgorod, Russia

Main stages of development of materials production technology for removable prosthesis bases

Summary. Objectives — Identify the most significant stages and technologies for the production of materials used to make the bases of removable prostheses. **Methods.** Evaluation of PubMed database articles. The search was carried out using the “methyl methacrylate” and “materials for the bases of removable prostheses” terms. **Results.** By the basis of the prosthesis is meant a material in contact with the prosthetic bed, the functions of which are to maintain the stability of the prosthesis and the strong retention of artificial teeth. **Conclusions.** A wide range of scientific approaches to optimization and the use of materials for the manufacture of removable prostheses have been identified.

Key words: basis, removable prosthesis, methylmethacrylate, ethylmethacrylate

FOR CITATION:

Minyaylo Yu.A., Kopytov A.A., Pozdnyakov S.N. Main stages of development of materials production technology for removable prosthesis bases. — *Clinical Dentistry (Russia)*. — 2021; 1 (97): 124—30. DOI: 10.37988/1811-153X_2021_1_124

Вопрос восстановления жевательной эффективности, определяемый утратой зубов вследствие стоматологических заболеваний или травм, на протяжении многих веков определяет вектор развития стоматологической науки. По мере развития цивилизации продолжалось совершенствование материалов, применяемых в области съемного протезирования [1]. Динамика развития стоматологической науки сформировала два пути развития стоматологического материаловедения. Первый путь подразумевал адаптацию существующих материалов к нуждам стоматологии, второй — разработку новых материалов с учетом запроса, учитывающего сформировавшееся в данный период времени понимание функциональности и эстетического оптимума [2].

Синергизм развития биологических, физических и химических наук привел к появлению большого количества материалов, применяемых для изготовления базисов съемных протезов. К базисным материалам предъявляются все более строгие требования. В частности к основным можно отнести биологическую совместимость, невысокую стоимость, простоту приготовления, достаточную контролируемость технологического процесса, высокие органолептические и эстетические свойства [3].

В настоящее время наиболее популярными базисными материалами являются полимеры на основе метилметакрилата [4]. В условиях борьбы с наркотизмом государства ужесточают требования к обороту прекурсора метилметакрилата. Кроме того, этот мономер отличается высокой химической активностью. Необходимость разработки материала для базисов съемных протезов лишённого этих недостатков определяет направление развития стоматологического материаловедения. К недостаткам, препятствующим их устойчивому применению, причисляют два фактора. Во-первых, метилметакрилат является прекурсором синтетического опиоидного анальгетика 3-метилфентанила. Во-вторых, метилметакрилат в ротовой жидкости проявляется как высокоактивное химико-токсическое соединение, повреждающее ткани протезного ложа. Воздействие метилметакрилата может затруднять адаптацию к протезу, а в отдельных случаях индуцировать явления «непереносимости», обуславливая переделку протеза за счет лечебного учреждения.

Опытно-экспериментальный завод «ВладМиВа», реализуя курс импортозамещения, обеспечивая социальный суверенитет России, разрабатывает и реализует широкий спектр стоматологических расходных материалов. Одним из приоритетных направлений является разработка базисного материала, в технологический цикл которого не входит работа с метилметакрилатом [5].

W.W. Johnson свидетельствует о работах японских мастеров VIII в. вырезавших протезы из приятно пахнущих пород древесины (вишни, черешни). В этих протезах зубы крепились к базису при помощи шурупов. Им упоминается набор протезов с базисом из дерева принадлежащий G. Washington. Деревянные базисы считались недолговечными по причине

их деформирования и растрескивания под воздействием ротовой жидкости [6].

Дальнейший прогресс съемного протезирования связывают с деятельностью P. Fauchard. Одним из разработанных им методов протезирования является вырезание съемных протезов из слоновьей кости. Для получения модели Fauchard обжимал протезное ложе воском. В качестве искусственных зубов применял зубы бегемота или зубы умерших людей. Протезы из слоновьей кости, отличавшиеся значительной дороговизной, не деформировались в полости рта.

Pfaff, работавший в интересах Фридриха Великого, разработал методику получения моделей применяя восковые оттиски, разделяемые в полости рта на две части. Имея достаточно точные оттиски, резчик получал возможность изготовления базиса без непосредственного присутствия больного. Контактная поверхность базиса адаптировалась при помощи сверл и гравировальных ножей. Участки слоновой кости, которые необходимо было удалить, определялись многократным нанесением пигмента [7]. G. Fonzi разработал способ получения фарфоровых зубов и их крепления к базису протеза, выполненному из золота, платиновыми крючками [8]. E. Bourdet впервые применил сплавы золота для изготовления штампованных базисов протезов. J. Greenwood модифицировал технологию путем легирования серебром базисов из 18–20-каратного золота (проба 750–833). Для крепления зубов в базисах моделировались лунки с замыкающими головками. После осаживания искусственных зубов и базиса составные части склепывались [9].

Парижский аптекарь Alexis Duchateau на фарфоровом заводе Guerhard предпринял попытку сделать протез с керамическим базисом. Из-за невозможности получения точных оттисков попытка признана неудачной. В 1788 г. вместе со стоматологом Nicholas Dubois De Chemant был получен съемный протез, запеченный единым блоком. Авторы в 1791 г. получили патент Великобритании на технологию компенсации усадки керамики при обжиге [10].

C. Goodyear разработал технологию получения каучука. А в 1851 г. его брат N. Goodyear усовершенствовал технологию и предложил к применению твердый каучук — вулканит. Протезы из вулканита отличались простотой изготовления и удобством пользования, при этом врачи и больные отмечали их малоэстетичный вид. Разработку вулканита называют прорывом в стоматологическом материаловедении [11]. J. Cummings получил патент США на способ восстановления жевательной функции, основанный на технологии вулканизации, начиная с получения оттиска и заканчивая наложением протеза. На основании патента разработан ряд материалов, уступавших по качеству вулканиту. В 1881 г. действие патента закончилось, и компания-производитель не сочла необходимым его обновление. Таким образом, до разработки базисных материалов на основе полиметилметакрилата вулканит являлся основным материалом для базисов протезов в течение следующих 75 лет [12].

А.А. Blandy применил сплав серебра висмута и сурьмы для литья искусственных зубов. Протезы, выполненные из легкоплавких сплавов, получили общее название хеопластических протезов, а метод назван хеопластикой [13]. Bean первым сделал цельнолитой съемный протез с базисом из алюминия. В 1888 г. Carroll изобрел литейную установку для литья алюминиевых базисов под давлением. Доказанное нейротоксическое воздействие алюминиевых сплавов, в частности высокая концентрация алюминия в мозге умерших людей, страдающих болезнью Альцгеймера, исключило его применение в современной стоматологии [14].

J.W. Huatt разработал пластичный состав из нитрата целлюлозы. Модификация технологии позволила в 1870 г. применить целлулоид в качестве базисного материала. К преимуществам материала относятся прозрачность и розовый цвет. К эксплуатационным недостатками следует отнести обретение протезом зеленого или черного цвета, а присутствующая в материале камфора обуславливала специфический вкус [15].

L. Bakeland разработал на основе фенолоформальдегидной смолы базисный материал бакелит. Протезы из этого материала удовлетворяли потребность за счет своей невысокой цены. Низкую востребованность обуславливали отсутствие гомогенности и нестабильность цвета [16].

Е. Haunes получил никелехромовые и кобальтохромовые сплавы, соответствующие запросам стоматологического материаловедения. Но только в 1937 г. R.W. Erdle и С.Н. Prange усовершенствовали методики получения сплавов и методы литья. К положительным качествам базисов из неблагородных металлов следует отнести низкую стоимость, малый вес, высокий модуль упругости и коррозионную стойкость. Создают препятствия к более широкому применению сложность литья, длительное время обработки, возможность возникновения аллергических реакций на никель и бериллий [17].

О. Rohm в рамках диссертации представил научному сообществу данные с описанием сложных эфиров акриловой кислоты. В 1936 г. сотрудники компании «Rohm и Hass» Н.М. Vernon и L.B. Vernon продемонстрировали пластинку, в состав полимера которой входил метилметакрилат, полученную в результате реакции полимер-мономер. В 1937 г. D.D. De Nemour предложил к коммерческому применению порошок акриловой базисной пластмассы под названием «Vernonite». В 1938 г. Wright провел клиническую апробацию с признанием «Vernonite» в качестве «идеального базисного материала» [18].

В 1930—1935 гг. на основе реакции между глицином и фталевым ангидридом был разработан ряд базисных материалов, содержащих полимеризованный винилхлорид и винилацетат. Материалы отличались приятным цветом, но были сложны в обработке.

В 1947 г. в ФРГ на основе третичных аминов были разработаны химические ускорители полимеризации. Эта технология легла в основу нового класса базисных акриловых полимеров, названных самоотверждающимися,

или пластмассами холодной полимеризации. Явным преимуществом материалов холодной полимеризации является упрощение зуботехнического производства. Для ускорения полимеризации в мономер добавляют до 1,5% инициатора (в пластмассах горячей полимеризации его концентрация не превышает 0,5%), в полимер вводят активатор [19]. Однако при полимеризации в условиях комнатной температуры образуются полимерные молекулы с меньшей молекулярной массой, вследствие этого могут снизиться прочностные характеристики протезов и повыситься концентрация остаточного мономера, мигрирующего в ротовую жидкость. Вышеперечисленное приводит к повышению вероятности воспаления слизистой протезного ложа и появления дисколоритов базиса в виде желтоватых пятен [20].

Совершенствуя качество материалов для базисов в 1942 г. С. Dimmer предложил винилакриловый сополимер Luxene 44, в 1948 г. — полистирол Jectron. При удовлетворительных эстетических характеристиках материалы отличались высокими остаточными напряжениями.

В 1950 г. впервые был представлен нейлоновый материал для базисов протезов. Нейлон — обобщающее название термопластических кристаллических полимеров на основе полиамида — результата взаимодействия мономеров диамина и двухосновной кислоты. Для его производства в 1962 г. была разработана система быстрого впрыска. Термопластический нейлон впрыскивается при температуре 274—293°С. Нейлоновые материалы применяются в качестве альтернативы металлическим сплавам, а окрашенные композиции розового цвета успешно используются для изготовления базисов. В настоящее время наиболее популярными полиамидными (нейлоновыми материалами) являются Valplast и Flexiplast [21]. В полости рта нейлоны формируют оптимальную среду для адгезии патогенной и непатогенной биоты. Больные, как правило, не могут обеспечить должную чистоту протезов, по этой причине им рекомендована химическая обработка поверхностей [22, 23]. Для обработки протезов предложен ряд дезинфицирующих составов. Наибольшей популярностью пользуются препараты пербората или гипохлорита натрия, последний характеризуется широким спектром действия и коротким временем обработки [24, 25]. Также к отрицательным качествам нейлона следует отнести высокий уровень деформации, возникающий из-за поглощения ротовой жидкости [26].

Компания Austenal в 1955 г. анонсировала технологию жидких полимеров — самотвердеющих акрилатов. По сравнению с предыдущими самотвердеющими материалами применение жидких полимеров обеспечивало меньшую деформацию протезов в полости рта, снижение их стоимости. К недостаткам материала следует отнести малую ударную прочность, высокую концентрацию остаточного мономера и высокую растворимость. Совокупность недостатков позволили рекомендовать Austenal только в качестве материала для базисов временных протезов.

Среди базисных материалов, разработанных с 1951 по 1967 г., необходимо отметить материалы на основе

эпоксидной смолы, ударопрочный полиметилакрилат, полипропилен. Эти материалы характеризуются удовлетворительными технологическими характеристиками, но ни один из них не был признан лучшим по совокупным качествам в сравнении с материалами, основанными на полиметилметакрилате. В настоящее время приоритет применения высокочастотного излучения для полимеризации акрилата не определен. Согласно одним источникам, технологию впервые описал Masamishinishi. Режим полимеризации подразумевал нахождение пластмассового теста в микроволновой печи в течение 2,5 минут при мощности излучения 400 Вт. Kimura и другие провели полномасштабное исследование влияния микроволновой энергии на свойства базисных полимеров. С авторством Masamishinishi не соглашаются R. Vivek, R. Soni, утверждающие, что впервые высокочастотное излучение для полимеризации протезов в том же 1968 г. применил Nishi [27].

Разработчики базисных материалов уделяли значительное внимание изменению эксплуатационных характеристик протезов после починки. Исследования выявили достоверные изменения геометрии протезов из акриловых материалов горячего отверждения после восстановления их целостности. У протезов, выполненных из акриловых материалов холодного отверждения, изменений размеров не выявлено [28, 29]. Минимизируя возможные нарушения геометрии протезов, связанные с их переломами, разработчики в 1961 г. представили пластмассы на основе полиметилметакрилата с повышенной ударной вязкостью [30].

В 1986 г. компания Dentsply International разработала технологию акрилового базисного полимера, полимеризация которого происходит под воздействием световой энергии. Технология исключает необходимость нагревания кипящей водой кювет, содержащих полимеризуемое пластмассовое тесто. Состав светоотверждаемых полимеров в качестве среды содержит уретандиметакрилатную основу и фазу, обуславливающую оптимальную текучесть — высокодисперсный оксид кремния. Объем полимера обеспечивают акриловые гранулы, встраивающиеся в узлы полимерной сетки при воздействии фотоиницирующего агента. Светоотверждаемые материалы применяются достаточно широко. Например из полимера «Preci Tray» изготавливают индивидуальные ложки, «Триад» находит применение при необходимости перебазируются и починки протезов. Для изготовления базисов протезов применяется полимер «Eclipse» — его вязкоупругие характеристики не уступают базисным акриловым материалам горячей полимеризации. К этой группе относится отечественный материал «Нолатек», содержащий фотоинициаторы, активирующиеся при воздействии световых волн различной длины. Его конкурентные преимущества: возможность применения для изготовления базисов протезов и ремонт ранее изготовленных протезов.

В конце XX в. ряд исследователей проводили работы для улучшения прочностных характеристик полимеров на основе полиметилметакрилата за счет введения

в их массив волокон различной химической природы. Larson Sonit, V. Ramos проводили упрочнение полимеров введением в базис углеродных волокон, стекловолокна, обработанного силаном, полиэтиленовых волокон. При этом учитывалась форма укладки армирующих материалов. В базис вводили целиковые параллельные и мелкорубленные нити, а также сплетенные, образующие сетку [31]. В результате проведенных работ доказано, что введение в базис протеза волокон силана приводит к достоверному увеличению сопротивления усталости. Yazdanie обосновал целесообразность введения в базис протезов сплетенных волокон, поскольку прочность протезов увеличивалась достоверно больше, чем при введении тонких волокон, образующих сетку [32].

Berrong и другие, оценивая трещиностойкость полиметилметакрилата, пришли к выводу, что введение в базис протеза армирующих волокон из кевлара в количестве, равном 2% от веса, достоверно увеличивает сопротивление разрушению. Однако эта технология не нашла широкого применения из-за сложности отделки протеза и обретения им в процессе эксплуатации желтого цвета [33].

Из иных областей материаловедения известно, что стекловолокно из-за высокой эластичности выдерживает значительные деформации без нарушения целостности. Приняв к исследованию серийно выпускающиеся волокна E-glass, S-glass, R-glass, V-glass и Cemfil, T. Kanie, M.K. Marei доказали что для повышения прочностных характеристик базисных пластмасс в большей степени подходит E-glass [34, 35]. Для повышения прочности на разрыв, модуля упругости и ударной вязкости базисных материалов рекомендуется обработка плазменной полимеризацией фрагментов стекловолокна (2-гидрокси метилметакрилат, этилендиамин, тетраэтиленгликоль диметакрилат) [36].

С целью повышения качества протезирования больных, страдающих от наличия остаточного мономера метилметакрилата, были проведены исследования, на основании которых рекомендовано изготовление протезов из гипоаллергенных материалов на основе диуретандиметакрилата, полиуретана, полиэтилентерефталата полибутилентерефталата [37, 38]. Чтобы повысить трещиностойкость этих материалов, в их состав вводят наполнитель, содержащий гидроксипатит и оксид алюминия в соотношении 2,2:1 [39–41]. Добавление в рецептуру акрилатов 2% катионов четвертичного аммония улучшает асептические свойства [42].

Для повышения эффективности лечения базисный материал модифицируют присадками, оптимизирующими эксплуатационные характеристики протезов. В случае присоединения к массиву акрилата керамических или сапфировых добавок, визуализирующихся в виде прожилок, улучшается теплопроводность [43]. Наличие в базисе 11–14% соединений висмута или урана, а также 35% органоциркониевого соединения придает протезу рентгеноконтрастность, эквивалентную рентгеноконтрастности алюминия [44]. Новым путем повышения рентгеноконтрастности является введение

в акрилат трифенилвисмута. При этом цитотоксичность полимера несколько увеличивается. Этот факт объясняют снижением степени конверсии мономера. Однако при экспозиции в дистиллированной воде цитотоксичность снижалась, этот факт обуславливает показания к применению этой добавки для полимеров [45].

В 2007 г. мезопористый кремнезем МСМ-48 с диаметром частиц 2–50 нм и кубической структурой пор, обеспечивающей оптимизацию механических и теплофизических свойств, был применен в качестве армирующего компонента полиметилметакрилата [46].

В 2009 г. в Ivoclar Vivadent разработана технология, объединившая преимущества самоотверждающихся полимеров и полимеризующихся при нагревании. Восстановление остаточного мономера позволило снизить уровень его присутствия до количества соответствующего менее 1,0% [47].

Известны методики введения в метилметакрилат наноциркониевых наполнителей. Их применение обосновано высокой дисперсией, минимальным потенциалом агрегации и хорошей совместимостью с полимером. Введение наноциркония в количестве 2–7% (масс.) повышало прочность при воздействии изгибающей нагрузки новых и отремонтированных протезов. Также отмечен факт снижения отличий размеров между базисом протезов и тканями протезного ложа. В целом свойства полиметилметакрилата обогащенного ZrO_2 определяются размером, формой, типом и концентрацией наночастиц [48, 49].

Изменение состава базисных пластмасс на основе полиметилметакрилата обусловлено не только необходимостью улучшения прочностных характеристик, но и повышением антимикробной активности. В базис протеза, напечатанного на 3D-принтере, предварительно вводили наночастицы TiO_2 в количестве 0,4% (масс.). Оценка, проведенная при помощи инфракрасной спектроскопии и сканирующей электронной микроскопии, выявила улучшение структурных свойств базиса и снижение микробной обсемененности особенно в отношении грибов рода *Candida* [50].

T. Vasilieva, A.M. Hein и другие модифицировали образцы полиметилметакрилата горячего отверждения Villacryl H Plus в плазме ВЧ-разряда (13,56 МГц) при низком давлении, без повышения температуры. В результате плазмохимической модификации полимера в 1,5–2,5 раза уменьшились углы контакта воды по сравнению с немодифицированными образцами. При сохранении динамики эффекта старения модифицированного полиметилметакрилата его смачиваемость стала достоверно выше, чем у исходного полиметилметакрилата, что увеличивает адгезию протеза к тканям протезного ложа [51].

M. Nagrath, A. Sikoraet и другие ввели в полиметилметакрилат микрогранулы, характеризующиеся возможностью контролируемого высвобождения поликапролактона содержащего амфотерицин-В — препарата, применяемого для антимикотической терапии. После 3D-печати при неизменных прочностных

характеристиках удалось улучшить соответствие базиса протеза рельефу протезного ложа. Кроме того, поверхность поликапролактон/полиметилметакрилат, являясь резервуаром антимикотического препарата, в течение длительного времени уменьшает долю *Candida albicans* в биопленке [52].

Значительно сократился реабилитационный период больных после внедрения CAD/CAM-технологий в производство полных и частичных протезов с базисом из полиметилметакрилата. Применение CAD/CAM-технологий позволило исключить из факторов, осложняющих реабилитацию, полимеризационную усадку, что обеспечивает большее соответствие базиса протеза тканям протезного ложа. Заводское изготовление заготовок (шайб) снижает пористость и шероховатость, что препятствует образованию налета на протезе [53]. Производители шайб базисных полимеров связывают улучшение эксплуатационных характеристик съёмных протезов, изготовленных применением CAD/CAM-технологий, с воздействием на заготовку высокой температуры и давления [54].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ публикаций из базы данных PubMed позволил выявить широкий спектр научных подходов к оптимизации и применению материалов для изготовления съёмных протезов. Каждый из них обладает набором положительных и отрицательных характеристик. Технологический прогресс задавал путь развития стоматологического материаловедения в области базисных материалов, подразумевал не только адаптацию существующих материалов к нуждам стоматологии, но и разработку, внедрение новых материалов с учетом функционального и эстетического запроса пациента и доктора.

Синергизм индустриализация и развития наук и отраслей привел к появлению большого количества материалов, к которым предъявляют все более строгие требования: биологическая совместимость, невысокая стоимость, простота и контролируемость технологического процесса, высокие органолептические и эстетические свойства.

При определении траектории развития отечественных базисных материалов, АО «ВладМиВа» в качестве приоритетов считало разработку и производство недорогого, простого в приготовления материала, в технологии которого отсутствует лицензированный оборот метилметакрилата. Материалом, удовлетворяющим приоритетным требованиям, является полимер на основе этилметакрилата.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

Поступила/ Accepted on: 24.12.2020

Л И Т Е Р А Т У Р А /
R E F E R E N C E S :

1. **D'Avila O.P., Wendland E., Hilgert J.B., Padilha D.M.P., Hugo F.N.** Association between Root Caries and Depressive Symptoms among Elders in Carlos Barbosa, RS, Brazil. — *Braz Dent J.* — 2017; 28 (2): 234—40.
PMID: 28492755
2. **Tandon R., Gupta S., Agarwal S.K.** Denture base materials: from past to future. — *Indian Journal of Dental Sciences.* — 2010; 2: 33—9.
3. **Drage L.A., Rogers S.R 3rd.** Burning mouth syndrome. — *Dermatol Clin.* — 2003; 21 (1): 135—45.
PMID: 12622276
4. **Gad M., ArRejaie A.S., Abdel-Halim M.S., Rahoma A.** The Reinforcement Effect of Nano-Zirconia on the Transverse Strength of Repaired Acrylic Denture Base. — *Int J Dent.* — 2016; 2016: 7094056.
PMID: 27366150
5. **Поздняков С.Н., Цимбалистов А.В., Чуев В.В., Чуев В.П., Миняйло Ю.А., Оганесян А.А.** Сравнительная характеристика акриловых базисных пластмасс. — *Институт стоматологии.* — 2016; 4 (73): 98—9 [Pozdnyakov S.N., Tsimbalistov A.V., Chuev V.V., Chuev V.P., Minyailo Y.A., Oganesyanyan A.A. Comparative analysis of acrylic base resins. — *The Dental Institute.* — 2016; 4 (73): 98—9 (In Russ.)].
eLIBRARY ID: 28093146
6. **Johnson W.W.** History of orthopedic dentistry. — *J Prosthet Dent.* — 1959; 9: 841—6.
7. **Murray M.D., Darvell B.W.** The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention—a review. Part 1. — *Aust Dent J.* — 1993; 38 (3): 216—9.
PMID: 8373295
8. **Khindria S.K., Mittal S., Sukhija U.** Evolution of denture base materials. — *Journal of Indian Prosthodontic Society.* — 2009; 9: 64—9.
<https://www.j-ips.org/text.asp?2009/9/2/64/55246>
9. **Lang B.R.** The use of gold in construction of mandibular denture bases. — *J Prosthet Dent.* — 1974; 32 (4): 398—404.
PMID: 4607270
10. **Kumar G.V., Nigam A., Naeem A., Gaur A., Pandey K.K., Deora A.** Reinforcing Heat-cured Poly-methyl-methacrylate Resins using Fibers of Glass, Polyaramid, and Nylon: An in vitro Study. — *J Contemp Dent Pract.* — 2016; 17 (11): 948—52.
PMID: 27965507
11. **Ring M.E.** Dentistry: An illustrated history. — St.Louis: Mosby, 1985. — Pp. 183—7.
12. **Rueggeberg F.A.** From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. — *J Prosthet Dent.* — 2002; 87 (4): 364—79.
PMID: 12011846
13. **Halperin A.R.** The cast aluminum denture base. Part I: Rationale. — *J Prosthet Dent.* — 1980; 43 (6): 605—10.
PMID: 6989976
14. **Lundquist D.O.** An aluminium alloy as a denture-base material. — *J Prosthet Dent.* — 1963; 13: 102—10.
DOI: 10.1016/0022-3913(63)90202-6
15. **Shaghaleh H., Xu X., Wang S.** Current progress in production of biopolymeric materials based on cellulose, cellulose nanofibers, and cellulose derivatives. — *RSC Advances.* — 2018; 2: 825—42.
DOI: 10.1039/C7RA11157F
16. **Totu E.E., Nechifor A.C., Nechifor G., Aboul-Enein H.Y., Cristache C.M.** Poly(methyl methacrylate) with TiO₂ nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing — the future in dental care for elderly edentulous patients? — *J Dent.* — 2017; 59: 68—77.
PMID: 28223199
17. **Phillips R.W.** Skinner's science of dental materials. — Philadelphia: Saunders, 2005. — Pp. 162—169.
18. **Winkler S., Wood R., Facchiano A.M., Boberick K.G., Patel A.R.** Prosthodontic self-treatment with acrylic resin super glue: a case report. — *J Oral Implantol.* — 2006; 32 (3): 132—6.
PMID: 16836177
19. **Mikai M., Koike M., Fujii H.** Quantitative analysis of allergenic ingredients in eluate extracted from used denture base resin. — *J Oral Rehabil.* — 2006; 33 (3): 216—20.
PMID: 16512888
20. **Peyton F.A.** History of resins in dentistry. — *Dent Clin North Am.* — 1975; 19 (2): 211—22.
PMID: 1090459
21. **Lowe L.G.** Flexible denture flanges for patients exhibiting undercut tuberosities and reduced width of the buccal vestibule: a clinical report. — *J Prosthet Dent.* — 2004; 92 (2): 128—31.
PMID: 15295320
22. **Chandra J., Patel J.D., Li J., Zhou G., Mukherjee P.K., McCormick T.S., Anderson J.M., Ghannoum M.A.** Modification of surface properties of biomaterials influences the ability of *Candida albicans* to form biofilms. — *Appl Environ Microbiol.* — 2005; 71 (12): 8795—801.
PMID: 16332875
23. **Jagger D.C., Al-Akhamz L., Harrison A., Rees J.S.** The effectiveness of seven denture cleansers on tea stain removal from PMMA acrylic resin. — *Int J Prosthodont.* — 2002; 15 (6): 549—52.
PMID: 12475160
24. **Chau V.B., Saunders T.R., Pimsler M., Elfring D.R.** In-depth disinfection of acrylic resins. — *J Prosthet Dent.* — 1995; 74 (3): 309—13.
PMID: 7473287
25. **da Silva F.C., Kimpara E.T., Mancini M.N.G., Balducci I., Jorge A.O.C., Koga-Ito C.Y.** Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. — *J Prosthodont.* — 2008; 17 (8): 627—33.
PMID: 18761581
26. **Akin M., Aksakalli S., Basciftci F.A., Demir A.** The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets using self-etching primer systems. — *Eur J Dent.* — 2013; 7 (1): 55—60.
PMID: 23408777
27. **Vivek R., Soni R.** Denture base materials: Some relevant properties and their determination. — *International Journal of Dentistry and Oral Health.* — 2015; 4.
DOI: 10.16966/2378-7090.126
28. **Anthony D.H., Peyton F.A.** Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. — *J Prosthet Dent.* — 1959; 9: 683—92.
DOI: 10.1016/0022-3913(59)90141-6
29. **Anthony D.H., Peyton F.A.** Dimensional accuracy of various denture-base materials. — *J Prosthet Dent.* — 1962; 1: 67—81.
DOI: 10.1016/0022-3913(62)90011-2
30. **Johnston E.P., Nicholls J.I., Smith D.E.** Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. — *J Prosthet Dent.* — 1981; 46 (5): 478—83.
PMID: 6946217
31. **Hamed-Rad F., Ghaffari T., Rezaii F., Ramazani A.** Effect of nanosilver on thermal and mechanical properties of acrylic base complete dentures. — *J Dent (Tehran).* — 2014; 11 (5): 495—505.
PMID: 25628675
32. **Vallittu P.K.** A review of methods used to reinforce poly-methyl methacrylate resin. — *J Prosthodont.* — 1995; 4 (3): 183—7.
PMID: 8603209
33. **John J., Gangadhar S.A., Shah I.** Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. — *J Prosthet Dent.* — 2001; 86 (4): 424—7.
PMID: 11677538
34. **Kanie T., Fujii K., Arikawa H., Inoue K.** Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. — *Dent Mater.* — 2000; 16 (2): 150—8.
PMID: 11203537
35. **Marei M.K.** Reinforcement of denture base resin with glass fillers. — *J Prosthodont.* — 1999; 8 (1): 18—26.
PMID: 10356551

36. **Stipho H.D., Stipho A.S.** Effectiveness and durability of repaired acrylic resin joints. — *J Prosthet Dent.* — 1987; 58 (2): 249—53. **PMID: 3305890**
37. **DeBoer J., Vermilyea S.G., Brady R.E.** The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. — *J Prosthet Dent.* — 1984; 51 (1): 119—21. **PMID: 6583382**
38. **Tanoue N., Nagano K., Matsumura H.** Use of a light-polymerized composite removable partial denture base for a patient hypersensitive to poly (methyl methacrylate), polysulfone, and polycarbonate: a clinical report. — *J Prosthet Dent.* — 2005; 93 (1): 17—20. **PMID: 15623992**
39. **Ellakwa A.E., Morsy M.A., El-Sheikh A.M.** Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. — *J Prosthodont.* — 2008; 17 (6): 439—44. **PMID: 18482365**
40. **Mohamed S.H., Arifin A., Ishak Z.A.M., Nizam A., Sam-sudin A.R.** Mechanical and thermal properties of hydroxyapatite filled poly (methyl methacrylate) heat processed denture base material. — *Med J Malaysia.* — 2004; 59 Suppl B: 25—6. **PMID: 15468801**
41. **Mohamed S.H., Arifin A., Ishak Z.A.M., Nizam A., Sam-sudin A.R.** Effect of powder to liquid ratio on tensile strength and glass transition temperature of alumina filled poly methyl methacrylate (PMMA) denture base material. — *Med J Malaysia.* — 2004; 59 Suppl B: 147—8. **PMID: 15468861**
42. **Pesci-Bardon C., Fosse T., Serre D., Madinier I.** In vitro antiseptic properties of an ammonium compound combined with denture base acrylic resin. — *Gerodontology.* — 2006; 23 (2): 111—6. **PMID: 16677185**
43. **Messersmith P.B., Obrez A., Lindberg S.** New acrylic resin composite with improved thermal diffusivity. — *J Prosthet Dent.* — 1998; 79 (3): 278—84. **PMID: 9553880**
44. **Rawls H.R., Starr J., Kasten F.H., Murray M., Smid J., Cabasso I.** Radiopaque acrylic resins containing miscible heavy-metal compounds. — *Dent Mater.* — 1990; 6 (4): 250—5. **PMID: 2086302**
45. **Rawls H.R., Marshall M.V., Cardenas H.L., Bhagat H.R., Cabasso I.** Cytotoxicity evaluation of a new radiopaque resin additive — triphenyl bismuth. — *Dent Mater.* — 1992; 8 (1): 54—9. **PMID: 1521685**
46. **Pérez L.D., Giraldo L.F., Brostow W., López B.L.** Poly(methyl acrylate) plus mesoporous silica nanohybrids: Mechanical and thermophysical properties. — *E-Polymers.* — 2007; 29. **DOI: 10.1515/epoly.2007.7.1.324**
47. **Frangou M., Huggett R., Stafford G.D.** Evaluation of the properties of a new pour denture base material utilizing a modified technique and initiator system. — *J Oral Rehabil.* — 1990; 17 (1): 67—77. **PMID: 2405128**
48. **AlKahtani R.N.** The implications and applications of nanotechnology in dentistry: A review. — *Saudi Dent J.* — 2018; 30 (2): 107—16. **PMID: 29628734**
49. **Begum S.S., Ajay R., Devaki V., Divya K., Balu K., Kumar P.A.** Impact strength and dimensional accuracy of the base resin for thermal curing reinforced with ZrO₂ nanoparticles: An in vitro study. — *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences.* — 2019; 6: 365—70. **DOI: 10.4103/jpbs.jpbs_36_19**
50. **Sheejith M., Swapna C., Roshy G., Niveditha S.P.** Evolution of denture base materials from past to new era. — *Journal of Dental and Medical Sciences.* — 2018; 11: 23—7.
51. **Vasilieva T.M., Hein A.M., Vargin A., Kudasova E., Kochurova E., Nekludova M.** The effect of polymeric denture modified in low temperature glow discharge on human oral mucosa: Clinical case. — *Clinical Plasma Medicine.* — 2017; 9: 1—5. **DOI: 10.1016/j.cpme.2017.10.002**
52. **Nagrath M., Sikora A., Graca J., Chinnici J.L., Rahman S.U., Reddy S.G., Ponnusamy S., Maddi A., Arany P.** Functionalized prosthetic interfaces using 3D printing: Generating infection-neutralizing prosthesis in dentistry. — *Materials Today Communications.* — 2018; 15: 114—9. **DOI: 10.1016/j.mtcomm.2018.02.016**
53. **Shinawi L.A.** Effect of denture cleaning on abrasion resistance and surface topography of polymerized CAD CAM acrylic resin denture base. — *Electron Physician.* — 2017; 9 (5): 4281—8. **PMID: 28713496**
54. **Steinmassl P.-A., Wiedemair V., Huck C., Klaunzer F., Steinmassl O., Grunert I., Dumfahrt H.** Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? — *Clin Oral Investig.* — 2017; 21 (5): 1697—705. **PMID: 27704295**