



ЛЕЧЕНИЕ «ВЗРЫВНЫХ» ПЕРЕЛОМОВ НИЖНЕЙ СТЕНКИ ОРБИТЫ. ЧАСТЬ 3: ХАРАКТЕРИСТИКА ИСПОЛЪЗУЕМЫХ ТРАНСПЛАНТАЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ

© В. П. Николаенко¹, Ю. С. Астахов²

¹ Городская многопрофильная больница № 2; Санкт-Петербургский государственный университет. Медицинский факультет, кафедра оториноларингологии и офтальмологии

² Кафедра офтальмологии с клиникой СПбГМУ им. акад. И. П. Павлова, Санкт-Петербург

✧ Обзор посвящён сравнительному анализу достоинств и недостатков основных материалов, предназначенных для закрытия дефектов орбитальных стенок.

✧ **Ключевые слова:** нижняя стенка орбиты; «взрывной» перелом; аутоотрансплантаты; аллотрансплантаты; эксплантаты; ксенотрансплантаты.

Чтобы упорядочить описание многочисленных материалов, используемых для пластики дефектов орбитальных стенок, целесообразно придерживаться классификации, принятой международным обществом трансплантологов в Вене в 1967 г. Согласно ей выделяется шесть видов трансплантации:

- аутоотрансплантация — пересадка органов или тканей в пределах одного организма;
- изотрансплантация — пересадка органов или тканей между организмами, идентичными в генетическом отношении, например, между однойяйцевыми близнецами;
- аллотрансплантация — пересадка органов или тканей между организмами одного вида;
- эксплантация — пересадка небиологического субстрата;
- комбинированная трансплантация — пересадка тканей и небиологического субстрата;
- ксенотрансплантация — пересадка органов или тканей между организмами разных видов;
- аутоотрансплантаты.

В ходе реконструкции стенок орбиты может быть использован целый ряд аутоматериалов (рис. 1) [49, 74]. Наиболее распространёнными являются полнослойные или расщепленные трансплантаты кости свода черепа [3, 18, 65, 108], меньше подверженные лизису и лучше сохраняющие первоначальную форму и объем [109; 144]. Однако они плохо повторяют контур орбиты, и, как следствие, нередко смещаются и поэтому требуют фиксации к подглазничному краю [100].

Широко используется внутренняя пластинка переднего гребня подвздошной кости [96, 100; 128, 156], фрагмент костной части ребра [16, 44] или нижней челюсти пациента [102, 122]. Для достижения необходи-

мой конгруэнтности с профилем дна орбиты фрагмент наружного слоя компактной костной ткани толщиной 2–3 мм заготавливается в области подбородка, позади одноимённого отверстия, около дуги нижней челюсти [102], мандибулярного симфиза [105].

По мнению авторов, данная методика закрытия дефектов нижней стенки глазницы выгодно отличается легкостью заготовки материала, простотой его последующего моделирования, подходящими размерами и кривизной костной пластинки, отсутствием функциональных расстройств при дыхании и ходьбе (нередко возникающих после забора костной части ребра и подвздошной кости), рубцов и других косметических недостатков в месте забора донорской ткани.

В случаях, когда достаточно пересадить маленький тонкий гибкий имплантат (не более 2 см в диаметре), Р. J. Anderson и М. D. Poole (1995) используют лоскут надкостницы пациента, М. B. Constantian (1982), А. Castellani с соавторами (2002) — хрящ ушной раковины (рис. 1 б), В. А. Заричанский (1994), Р. E. Johnson и I. Raftopoulos (1999), I. Ozyazgan с соавторами (2006) — хрящевую часть ребра (рис. 1 в), М. Kraus с соавторами (2001, 2002), К. T. Talesh с соавторами (2009) — хрящ перегородки носа.

Для закрытия небольших (до 2 см) дефектов нижней стенки орбиты также используется фрагмент передней стенки ипси- или контралатеральной верхнечелюстной пазухи [52, 82, 109], имплантируемый в орбиту трансантральным доступом с помощью эндоскопа [131]. Достоинства предложенной в 1966 г. В. L. Кауе методики — заготовка материала в непосредственной близости от места пересадки, возможность одномоментной санации верхнечелюстной пазухи и тщательной транс-

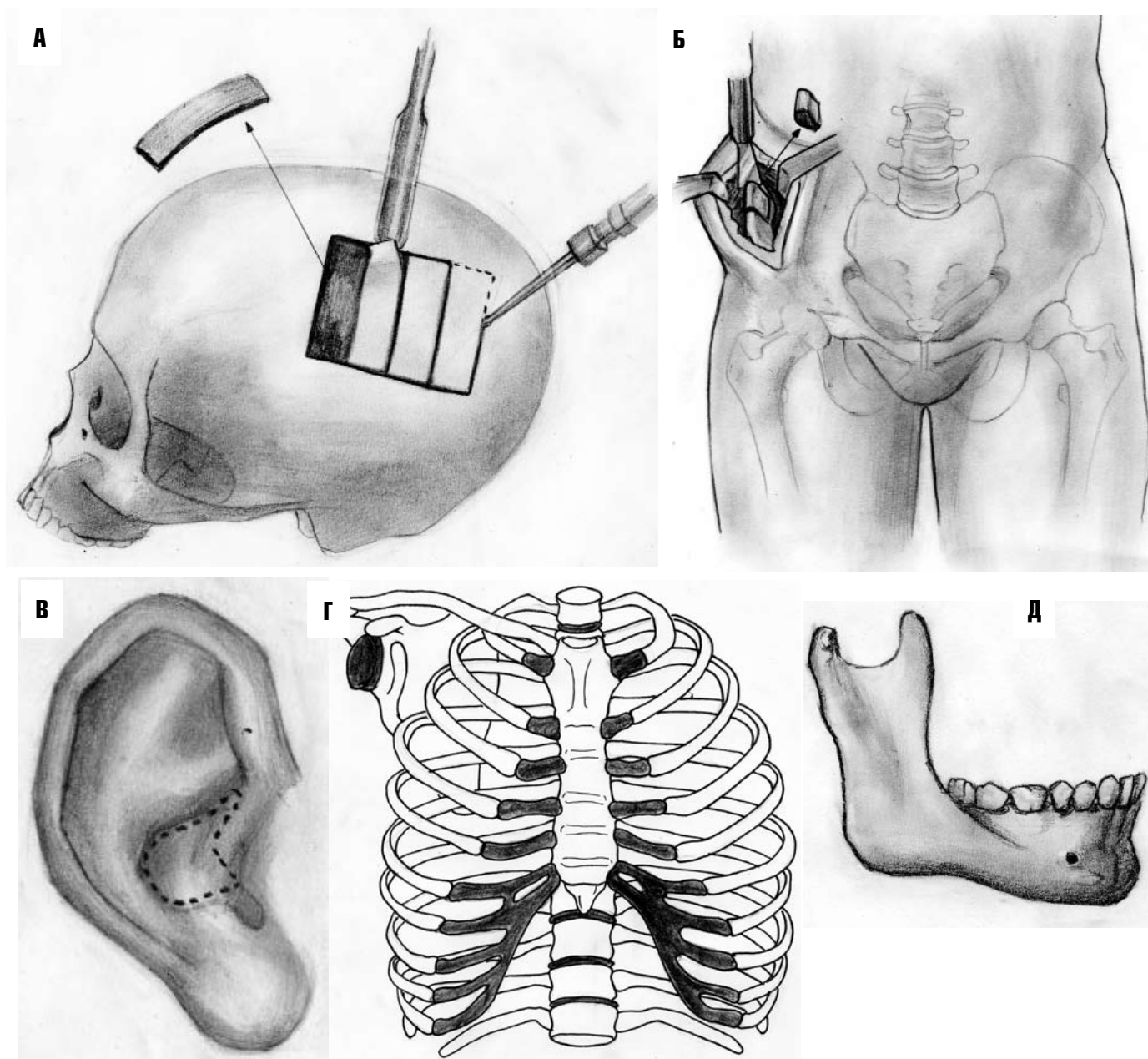


Рис. 1. Аутотрансплантаты, используемые для закрытия дефектов орбитальных стенок:

А — кости свода черепа; Б — внутренняя пластинка переднего гребня подвздошной кости; В — хрящ ушной раковины (место забора тканей выделено пунктиром); Г — костная часть ребра (штриховкой выделена хрящевая часть ребер); Д — нижняя челюсть

антральной репозиции отломков при обширном переломе. Нельзя не отметить отсутствие кожных рубцов, а также риска перфорации плевры или твердой мозговой оболочки, возможных при заготовке ребра или кости свода черепа.

Подводя итог анализу литературных данных, можно заключить, что в лечении переломов орбиты аутоматериалы по-прежнему используются достаточно широко, особенно нейрохирургами [49, 74, 95]¹. Несомненным достоинством костных аутотрансплантатов является стимуляция остеокон-

дукции, остеоиндукции, остеогенеза и реваскуляризации [10, 100, 161]. Кроме того, аутологичные ткани выгодно отличает биосовместимость, минимальный риск инфекции, миграции, отторжения [106]. Поэтому, в первую очередь, они применяются при лечении обширных переломов нижней стенки орбиты в условиях возможного инфицирования зоны вмешательства [32, 72, 144].

К существенным недостаткам аутотрансплантации относятся удлинение операции, дополнительная хирургическая травма, осложнения, свя-

¹ Например, в Австралии и Новой Зеландии аутологичная кость остается основным материалом для закрытия обширных дефектов нижней стенки глазницы [112].

занные с забором материала², лизирование трети пересаженной аутооткани с развитием энофтальма в отдаленные сроки, трудности формирования трансплантата маленьких размеров [69, 70, 100, 144]. Сложность моделирования препятствует коррекции опущения задних (ретробульбарных) отделов орбиты, а передние отделы реконструированной глазницы иногда оказываются заметно меньше, чем у контралатеральной здоровой орбиты [60]. Как следствие, аутокость не столько обеспечивает прецизионную анатомическую реконструкцию, сколько не совсем адекватно замещает увеличившийся после перелома объем орбиты.

АЛЛОТРАНСПЛАНТАТЫ

Более приемлемым является использование донорских тканей — декальцинированной кости³ [5, 6, 14, 31, 46, 177] и хряща [11, 36]. Их отличает хорошая переносимость и легкость моделирования. Декальцинированная кость стимулирует в зоне перелома хемотаксис и трансформацию мезенхимальных клеток в хондробласты с последующей оссификацией [127, 177].

Хрящ может располагаться как под надкостницей, так и поверх нее — в жировой клетчатке глазницы [24]. Серьезным недостатком хрящевых трансплантатов, лишенных эпихондрия⁴, является их постепенное (в течение 1–1,5 лет) рассасывание, подтвержденное данными компьютерной томографии [9].

Поэтому при использовании хрящевой ткани приходится добиваться интраоперационной гиперкоррекции энофтальма на 1,5–3 мм [24], чреватой возникновением гипертопии глазного яблока.

Более рациональным решением проблемы резорбции хрящевых трансплантатов оказалось закрытие костных дефектов композитом из лиофилизированного хряща и гетерогенного (бычьего) костного морфогенетического белка. Добавление белка-индуктора остеогенеза существенно ускоряет обычно медленный процесс кальцификации/оссификации донорского хряща, и он начинает доминировать над процессом резорбции хрящевой ткани [155]. В эксперименте доказана остеогенетическая активность рекомбинантных костного морфогенетического белка и фактора роста фибробластов [115, 150].

В качестве материала для пластики нижней стенки орбиты при небольших (до 2 см²) ее переломах используется твердая мозговая оболочка — ТМО

[65, 77, 87, 170] и широкая фасция бедра [35, 43], выгодно отличающиеся легкостью моделирования и имплантации в орбиту. Однако закрытие более крупного дефекта нижней стенки глазницы этими тканями требует баллонной поддержки со стороны верхнечелюстной пазухи, поэтому данные материалы имеют ограниченную сферу применения.

Интерес к донорским тканям — декальцинированной кости, хрящу, твердой мозговой оболочке — в последние годы значительно уменьшился, что в первую очередь обусловлено все возрастающим риском передачи с трансплантатом возбудителей целого ряда заболеваний. Например, ТМО, являющаяся одним из основных костнопластических материалов в Европе, в США так и не нашла применения в связи с тем, что в 1987 г. Prichard с соавторами установили возможность контаминации реципиента прионами — возбудителями болезни Крейтцфельда-Якоба [65].

Необходимость бактериологического и вирусологического тестирования донорского материала, тщательного соблюдения правил его консервации и хранения требует наличия сети тканевых банков, что значительно повышает стоимость лечения [46]. Кроме того, далеки от решения юридические вопросы, связанные с аллотрансплантацией. В этом отношении синтетические материалы обладают несомненными преимуществами перед донорскими тканями.

ЭКСПЛАНТАТЫ

В хирургическом лечении переломов нижней стенки орбиты наибольшее распространение среди офтальмохирургов получили небиологические материалы — рассасывающиеся и нерассасывающиеся монолитные и пористые полимеры, а также сетчатые металлические конструкции из титана толщиной 0,3–1,0 мм [13, 21, 39, 91, 95, 114, 130, 154, 160]. Выбор материала для закрытия костного дефекта определяется в первую очередь его площадью.

Рассасывающиеся полимерные имплантаты являются основным материалом для закрытия небольших (до 2 × 2 см) дефектов костной ткани, без явного эно- и гипопфтальма [92, 101, 112]. Типичным примером подобной травмы является линейный перелом по типу «капкана», встречающийся у детей. В этих случаях используется плёнка «Gelfilm» [86, 120, 135, 163], «Septrafilm»⁵ [165], полидиоксанон⁶ [33, 40, 65, 69, 92, 152], ви-

² Частота осложнений, сопровождающих забор аутокости (разрывы ТМО, пневмоторакс, гематома, травма межреберного нерва и т. д.) достигает 5–9% [116].

³ За рубежом налажен промышленный выпуск имплантатов из декальцинированной кости, носящих коммерческое название «Grafton» (США) и Tutoplast Cranium (Германия).

⁴ Аналогичные недостатки присущи аллотрансплантатам из подошвенной дермы, брегочки свода черепа и подкожной жировой клетчатки подошвы плода [26].

крил⁷ [117]. Судя по анализу литературных данных, именно последние два материала являются наиболее востребованными.

В последние годы в клинической практике активно используется полидиоксанон (ПДС) [93, 112]. Имплантат из перфорированной полидиоксаноновой фольги толщиной 0,15 мм, не превышающий 20 мм в диаметре, по механической прочности не уступает титановой сеточке толщиной 0,3 мм [57]. Поэтому ПДС применяется для закрытия костных дефектов до 2 см² [88].

Попытки лечения более крупных переломов пластинами толщиной 0,25 и 0,5 мм не увенчались успехом из-за начинающейся через 2–3 месяца интенсивной резорбции ПДС и потери им механической прочности. Новообразованная соединительная и костная ткань, образующаяся взамен биодеструктирующего ПДС [88], не в состоянии выполнить тектоническую функцию даже при переломах средней протяженности, прогибаясь в полость верхнечелюстной пазухи и вызывая поздний экзофтальм [33]. Как следствие, в ходе остеопластики приходится создавать гиперэффект с неизбежной диплопией в раннем послеоперационном периоде [88].

Другим осложнением применения ПДС, чреватым развитием двоения, является экзофтальм (повидимому, обусловленный выраженной тканевой реакцией на материал [92]), смещение пластины, а также обнаруженное с помощью МРТ грубое рубцевание в зоне имплантации [33], нередко с формированием полостей, содержащих жидкость и газ [98].

Гораздо меньшей частотой диплопии и экзофтальма сопровождается закрытие небольших (до 2 см²) дефектов нижней стенки орбиты протезом твердой мозговой оболочки «Ethisorb»⁸ [40, 92].

Серийно выпускаемая **викриловая пластина** четырехмиллиметровой толщины состоит из 24 слоев, благодаря чему может быть разделена на более тонкие имплантаты, легко моделирующиеся и не требующие фиксации в орбите. Из-за присущих викрилу физико-механических свойств им невозможно сдавить зрительный нерв, слезный мешок или глазодвигательные мышцы. Материал хорошо переносится орбитальными тканя-

ми, костью, слизистой оболочкой параназальных синусов, не препятствует остеогенезу [123], однако в 14 % случаев вызывает воспалительную реакцию тканей нижнего века [117], чреватую его рубцовой деформацией [129]. Кроме того, уже через неделю после имплантации полиглактина начинает терять исходную прочность, через месяц от пластины остаются следы, а через четыре отмечается полное рассасывание викрила. Следовательно, он непригоден для закрытия крупных дефектов нижней стенки и контурной пластики краев орбиты.

К попыткам закрытия обширных переломов нижней стенки орбиты сеточкой **из сополимера полигликолевой и полилактидной кислоты (Lacto-sorb)**⁹ [61] следует относиться с определенной осторожностью, так как неизбежная гидролитическая деструкция имплантата приводит к экзофтальму, а обязательная жесткая фиксация пластины к подглазничному краю чревата развитием локальной воспалительной реакции, вынуждающей удалять имплантат [84]. Более пригодным могут оказаться следующие генерации этих имплантатов (ResorbX®, SonicWeldRx-System®), а также **композит из полилактида и гидроксиапатита** [7, 22].

Перспективными костнопластическими материалами представляются **гомополимеры молочной кислоты**, длительность рассасывания которых составляет от одного до пяти лет [30, 53, 107, 142, 173]. Несмотря на небольшую толщину, полилактидные имплантаты с примесью триметиленкарбоната обладают достаточной механической прочностью; при нагревании до 55 °С легко моделируются и в точности повторяют профиль орбиты; обладают биосовместимостью; резорбирующиеся конструкции не требуют повторной операции по их снятию [61]. Этими свойствами полилактидов выгодно отличается от нерассасывающихся имплантатов, которым присуща чрезмерная толщина из-за хрупкости (синтетический ГАп), шершавая поверхность (ГАп и коралл), предопределенная изготовителем форма и кривизна имплантата, не поддающаяся моделированию (ГАп и коралл), необходимость

⁵ Гибрид карбоксиметилцеллюлозы и гиалуроната натрия.

⁶ Поли-р-диоксанон. Эмпирическая формула полимера C₄H₆O₃.

⁷ Соплимер производных гликолевой и молочной кислот, полиглактин-910.

⁸ Ethisorb DuraPatch — синтетический рассасывающийся имплантат, предназначенный для закрытия дефектов твердой мозговой оболочки. Ethisorb состоит из пористого слоя викрила и поли-П-диоксанона (PDS), обеспечивающего соединительнотканное врастание; монолитная PDS-основа предназначена для герметизации дефекта ТМО. В течение 90 суток имплантат рассасывается практически полностью.

⁹ Внедрен в клиническую практику в 1996 г. Торговая марка LactoSorb® объединяет пластины, сеточки и шурпы, полностью резорбирующиеся в течение года после имплантации. По исходной механической прочности не уступает титановой сеточке, через 2 месяца теряет треть исходной прочности, но, по мнению фирмы-производителя, этот процесс компенсируется остеогенезом в зоне операции.

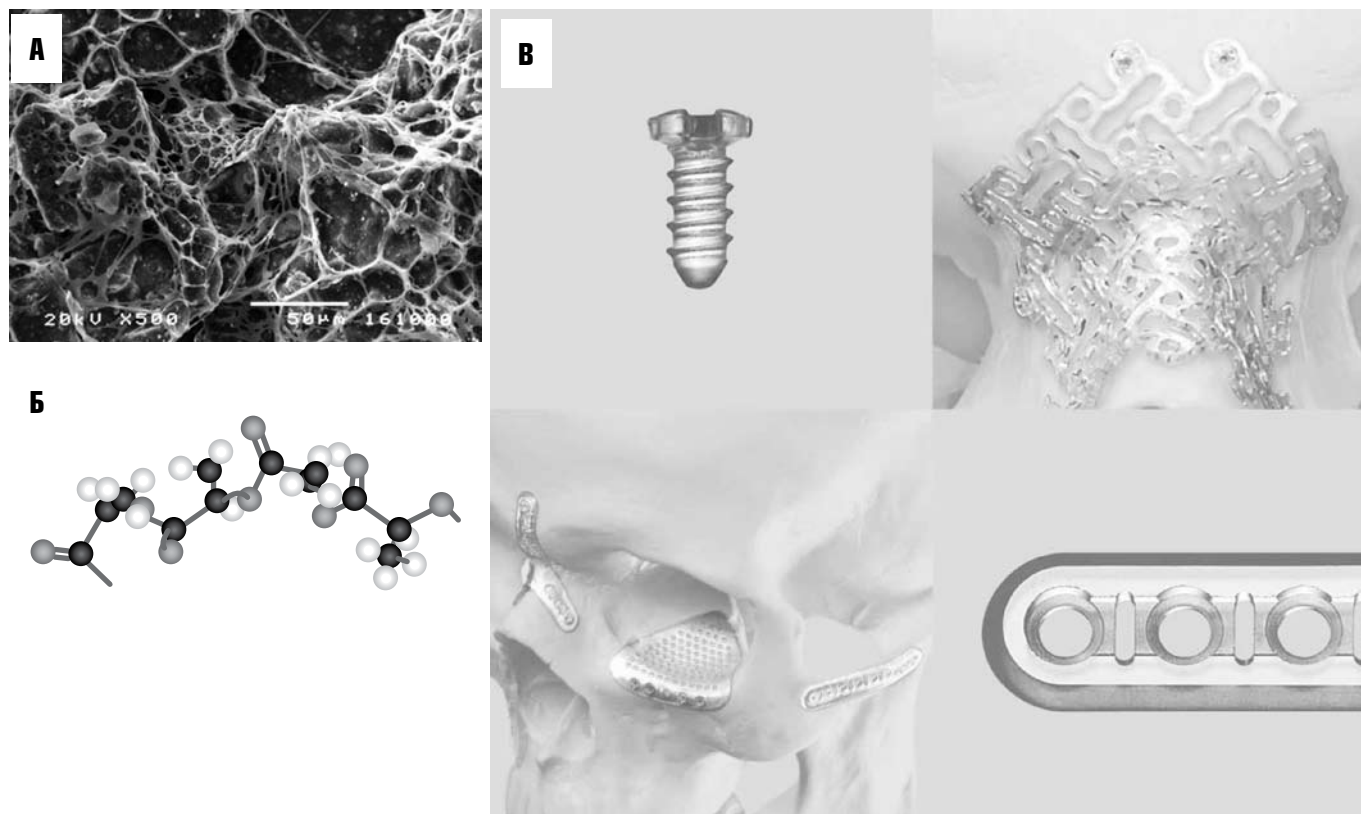


Рис. 2. Полилактидные имплантаты (на примере продукции швейцарской фирмы «Synthes»):

А, Б — аморфная ультраструктура кополимера, синтезированного из мономеров D-лактида и DL-лактида. Подвергается гидролитической деструкции, скорость которой определяется составом кополимера; В — резорбирующиеся минипластины и шурупы

специального инструментария (титановые конструкции). Достоинствами материала объясняется немалая стоимость полилактидных имплантатов.

Девятимесячные эксперименты по закрытию обширных костных дефектов полилактидом продемонстрировали его биосовместимость, о чем свидетельствовала незначительная воспалительная реакция и капсулообразование вокруг имплантата, а также остеогенез в зоне костного дефекта. Однако уже через 16 недель имплантат терял свою исходную механическую прочность, а к окончанию эксперимента 40 % пластин резорбировались полностью, остальные были сильно деформированы из-за процессов инкапсуляции и остеогенеза по соседству [99]. Вряд ли можно отнести к достоинствам материала его трехкратное утолщение через 1–1,5 года после помещения в ткани орбиты [83]. К тому же полилактид радиопрозрачен, что препятствует послеоперационному КТ-контролю за положением имплантата на дне орбиты [83]. Приходится использовать более дорогостоящую МРТ [30, 172].

Полуторамиллиметровые шурупы, предназначенные для фиксации серийно выпускаемых полилактидных пластин «Inion», оказались чрезмерно хрупкими, а 2,5-миллиметровые — слишком толстыми (рис. 2). Кроме того, продукты их биодеструкции вызывают существенные ткане-

вые реакции в регионе имплантации, что ограничивает количество используемых в ходе операции шурупов.

Таким образом, полилактид вряд ли станет в обозримом будущем основным материалом для закрытия обширных дефектов нижней стенки орбиты, тем более, что убедительные доказательства его преимуществ перед титаном до сих пор не получены [58]. Однако весьма перспективным может оказаться применение полилактидных и полигликолевых конструкций (сеточек, пластин, шурупов) в ортогнатической хирургии и педиатрической практике, где запрограммированная многомесячная гидролитическая деструкция пластины обеспечит дальнейший беспрепятственный рост костей лица и черепа, в то время как металлические конструкции затормозят этот процесс и вызовут асимметрию лица [41, 62, 64, 173].

Монолитные нерассасывающиеся полимеры используются на протяжении более чем 40 лет. Среди них — полиметилметакрилат (ПММА) [49, 121], полиэтилен (ПЭ) [28, 38], супрамид [86, 133, 140].

В числе материалов, пригодных для реконструкции нижней стенки орбиты, упоминается монолитный тефлон [32, 136, 144], причем J. C. Hardin (1996) выполнил 500 операций с использованием данного полимера.

До сих пор весьма распространены силиконовые имплантаты [4, 6, 73, 128, 145]. По данным D.J. Courtney с соавторами (2000), полидиметил-силоксан используется в ходе 66 % операций по реконструкции нижней стенки глазницы, выполняемых в Великобритании.

Предложение М. Терсап (1995) армировать стальной проволокой силиконовую пластину толщиной 0,6 мм делает ее пригодной для закрытия обширных переломов дна орбиты и облегчает фиксацию к подглазничному краю. Кроме того, сетчатый имплантат хорошо виден на КТ-граммах.

К недостаткам силикона с его монолитной структурой относится риск миграции имплантата под кожу нижнего века, в полость носа, верхнечелюстную пазуху [37, 76]. Другим серьезным осложнением применения силикона является хронизация перифокальной воспалительной реакции, препятствующая остеогенезу в зоне костного дефекта [71, 123], а также формирование вокруг силикона псевдокапсулы (кисты), выстланной многослойным плоским эпителием конъюнктивы. Следствием осумковывания имплантата является формирование кожной или сино-орбитальной фистулы, персистирующая диплопия, вертикальная и аксиальная дистопия, целлюлит [157]. При длительном пребывании на дне орбиты силикон вызывает резорбцию костной ткани. Как следствие, у 70 % пациентов в патологический процесс вовлекается верхнечелюстная пазуха.

Двадцатилетнее наблюдение за большими группами пациентов установило, что в 13–14 % случаев возникшие осложнения потребовали удаления силиконовых имплантатов [124]. В среднем эксплантация производилась через 4,3 года после операции, хотя осложнения могут возникнуть через 10, 15 и даже 25 лет после остеопластики [37, 56, 171]. Высокой частотой поздних осложнений объясняется отказ многих авторов от силикона в пользу аутохряща ушной раковины для закрытия маленьких (до 1,5 см²) переломов и костных аутоотрансплантатов для замещения более крупных дефектов.

Не менее распространенным материалом для восстановления дна глазницы является титан [23, 28, 60, 90]. Биосовместимость титана объясняют близостью его порядкового номера (22) к кальцию (20), основному минеральному компоненту организма [176]. Кроме того, титан отличается отсутствием вызванных потенциалов на поверхности, что делает его «невидимым» для иммунокомпетентных клеток и, к тому же, исключает риск металлоза. В отличие

от стали титан способен к остеоинтеграции, чем объясняется низкий риск инфицирования даже при имплантации в полость рта. Благодаря жесткой фиксации к окружающим костным структурам вероятность миграции и отторжения титановых конструкций сводится к нулю. Кроме того, они обеспечивают более точное, чем костные трансплантаты восстановление контура орбитальной стенки [60]. Однако считается, что титановые конструкции препятствуют быстрому формированию костной мозоли, так как жестко фиксированные отломки не испытывают необходимых для этого компрессионных воздействий [173].

Относительная легкость моделирования, гипоаллергенность, устойчивость к коррозии, нетоксичность, отсутствие канцерогенности превратили титан из приложения к аутологичной или декартифицированной кости в самостоятельный остеопластический материал, с успехом использующийся на протяжении 40 лет [34, 70]. Весьма перспективным представляется нанесение на поверхность титановых конструкций мезенхимальных стволовых клеток с целью ускорения биоинтеграции [8].

Титановые минипластины (рис. 3 а), предложенные М. Champy, мало подходят для лечения орбитальных переломов из-за трудностей адекватного моделирования и несоответствия линейных размеров тонким глазничным стенкам. Кроме того, минипластины, размещенные на краях орбиты, повышают чувствительность к холоду, легко пальпируются, а при тонкой коже деформируют контур периорбитальной области, что становится причиной их эксплантации у 5–6 % пациентов [20, 29, 78, 146, 147, 168, 173]¹⁰.

Недостатки **минипластин** послужили толчком для создания микропластин, толщина которых составляет всего 0,4–0,6 мм. Они не пальпируются под кожей, не контурируют, благодаря диаметру шурупов 1,2–1,3 мм и расстоянию между отверстиями 4 мм надежно фиксируют мелкие отломки, которые не удастся иммобилизовать проволокой или минипластинами. К сожалению, будучи имплантированными на подглазничный край, микропластины не могут противодействовать рубцовой контрактуре мягких тканей скуловой области [175].

Основным показанием к использованию титановой сетки являются переломы 2–4 стенок орбиты, когда обеспечить жесткую фиксацию пластинчатых трансплантатов крайне сложно (рис. 3 в–ж). В таких случаях титан выступает как платформа для их размещения [17]. Существенным недостатком сетки яв-

¹⁰ А по данным D.Y. Nagase с соавторами (2005) — у трети оперированных! Еще треть пластин приходится удалять во время реопераций.

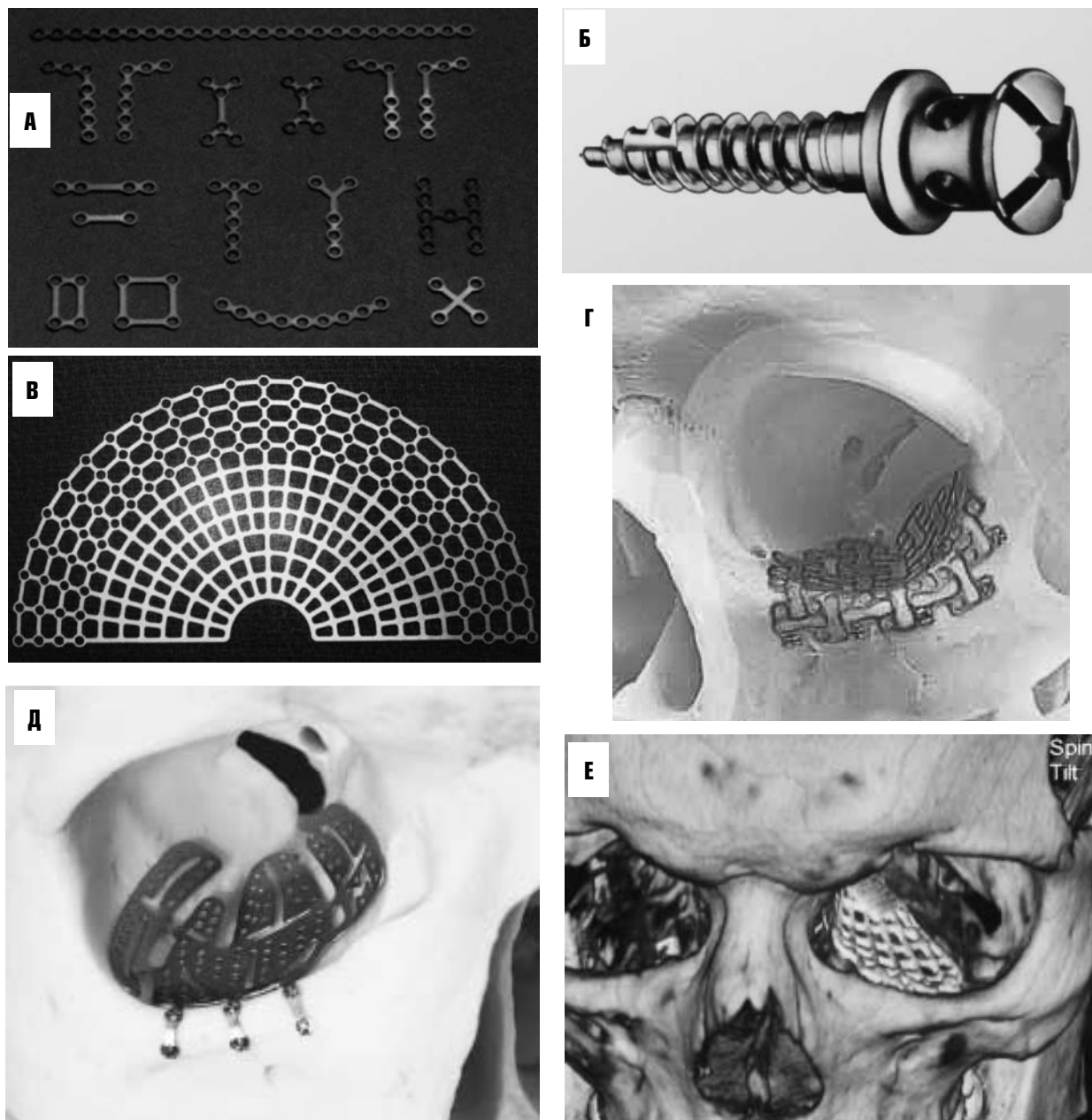


Рис. 3. Титановые имплантаты для реконструкции орбиты:

А — минипластины; Б — современные модификации шурупов для фиксации мини- и микропластин, использование которых не требует наличия дрели; В, Г — титановая пластина (В) и сеточка (Г) для закрытия обширных костных дефектов; Д — титановый орбитальный имплантат швейцарской фирмы «Synthes». Благодаря малой (0,2–0,4 мм) толщине и многочисленным преформированным вырезам пластина без труда моделируется. Три выступа обеспечивают жесткую фиксацию имплантата к подглазничному краю; Е — изображение пластины на 3Д-томограмме.

ляются трудности ее имплантации, обусловленные острыми краями, цепляющимися за мягкие ткани (рис. 3 д). Из-за прорастания рубцовой тканью отверстий сетки не менее сложна и ее эксплантация.

Попытки внедрить в хирургическую практику **виталлий** (сплав кобальта, хрома и молибдена) не увенчались успехом в связи с отсутствием у этого материала каких-либо преимуществ перед титаном. **Тантал** также не нашел применения, так как он уступает титану в прочности.

Биосовместимость и хорошие физико-механические свойства в ходе экспериментальных

исследований продемонстрировал **нитрид кремния**. В отличие от титана, он не создаёт артефакты во время радиологических исследований и может фиксироваться к костям, выстланным слизистой оболочкой. Доклинические испытания проходят имплантаты из углерода [10].

Таким образом, нерассасывающиеся и резорбирующиеся небиологические имплантаты для реконструкции нижней стенки орбиты продолжают активно использоваться хирургами благодаря биосовместимости, химической стабильности и доступности. В то же время неспособность этого

класса имплантатов прорасти новообразованной соединительной тканью объясняет сохранение в клинической практике таких осложнений, как миграция, отторжение, рецидивирующее кровоизлияние в подкапсульное пространство, инфицирование материала [89]. Особенно чревато гнойными осложнениями использование монолитных имплантатов при наличии травматического соустья с верхнечелюстной пазухой [84]. Поэтому в последние годы все большее распространение получают пористые синтетические материалы [49, 74].

К. Е. Salyer и С. D. Hall (1989), J. Mercier с соавторами (1996), С. Gas с соавторами (1999) с успехом использовали имплантаты из арагонита — скелета морского рифообразующего коралла рода *Madrepora*, подвергнутого гидротермальной обработке по D. M. Roy и S. K. Linnehan (1974). Жесткие каркасные свойства получаемого таким путем гидроксиапатита (ГАп) позволяют закрывать даже крупные дефекты нижней стенки глазницы (рис. 4). После репозиции отломков гидроксиапатитовые блоки могут быть помещены и в верхнечелюстную пазуху, где будут играть роль опоры для реконструированного дна орбиты [110].

Плотная фиксация кораллового ГАп к подлежащей кости отмечается уже через три месяца после имплантации. Тканевая колонизация завершается спустя четыре месяца после остеопластики, однако новообразованная костная и соединительная ткань занимает не более 20–30 % объема порового пространства ГАп [75]. Как следствие, при длительном (свыше 1 года) пребывании в тканях имплантат частично резорбируется путем гидролитической деструкции [75, 85, 119, 143, 148, 153]. Этим, по-видимому, объясняются довольно частые случаи энтофтальма в отдаленные сроки после имплантации ГАп [126]. К примеру, суммарная частота осложнений, сопровождающих закрытие костных дефектов гидроксиапатитом «Biosogal», составила 9,4 % [126].

Для обработки коралла операционная должна быть оснащена дрелью с алмазным бором. После моделирования пластину необходимо отмыть от пыли физиологическим раствором и щеточкой, что создает определенные неудобства в ходе операции. Попытки жесткой фиксации ГАп проволокой или шурупами обречены на неудачу из-за хрупкости материала. Весьма проблематично использование коралла на участках лица с маленькой толщиной покровных тканей. Таким образом, трудности моделирования, фиксации и тканевого покрытия объясняют тот факт, что коралловый ГАп остается вспомогательным костнопластическим материалом, пригодным лишь в некоторых ситуациях, в первую очередь — при замещении объемных дефектов.

Для восстановления орбитальных стенок используются и более дешёвые имплантаты из синтетического ГАп [134], отличающиеся, однако, еще большей хрупкостью.

Перспективным материалом для пластики поврежденных орбитальных стенок является цемент на основе фосфата кальция — $\text{Ca}_3[\text{PO}_4]_2$ [159] с диаметром пор 100–300 мкм и пористостью 36 %. Прочность материала в 2,5 раза превышает аналогичный показатель коралла [125]. В эксперименте на кроликах было установлено, что керамический трансплантат на протяжении нескольких месяцев рассасывается и замещается новообразованной компактной костью [50]. Остеоиндуктивные свойства бета-трикальция фосфата могут быть усилены при пассивации его поверхности рекомбинантным костным морфогенетическим белком. Материал уже нашёл применение в нейрохирургической практике для разделения полости черепа и придаточных пазух носа, где продемонстрировал биосовместимость и способность к эпителизации [125].

J. Hoffmann с соавторами (1998) использовали при реконструкции орбиты имплантаты из Bioverit'a — нерассасывающегося пористого стеклоиономерного цемента, имеющего формулу $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{MgO} - \text{Na}_2\text{O} - \text{K}_2\text{O} - \text{F}$. M. Klein и С. Glatzer (2006) представили первые, пока немногочисленные результаты коррекции энтофтальма с помощью индивидуальных биокерамических имплантатов Bioverit II. Было установлено, что моделирование цемента требует высокоскоростной дрели. Толщина имплантата при планировании использовании титановых шурупов должна быть не менее 3 мм. Кроме того, обязательным является поднадкостничное размещение пластины.

Для закрытия маленьких (до 1 см²) дефектов дна глазницы может быть использован протез ТМО Neugopatch из микропористого нетканого алифатического полиэстеруретана [48].

Однако наибольшее распространение получили имплантаты из пористого полиэтилена, выпускаемые американской компанией Porex Inc. и швейцарской Synthes (рис. 5) [45, 55, 63, 111, 174].

Высокая биосовместимость и пористая структура ПЭ позволяет вкладышу быстро срастись с окружающими тканями [89], но при условии хорошей васкуляризации региона имплантации [66]. W. R. Dougherty и T. Wellisz (1994) на модели скулоорбитального перелома, сообщающегося с полостью верхнечелюстной пазухи, обнаружили быструю (в течение 1 нед) эпителизацию и проращение ПЭ фиброваскулярной тканью, а также признаки остеогенеза в его толще уже через 3 нед.

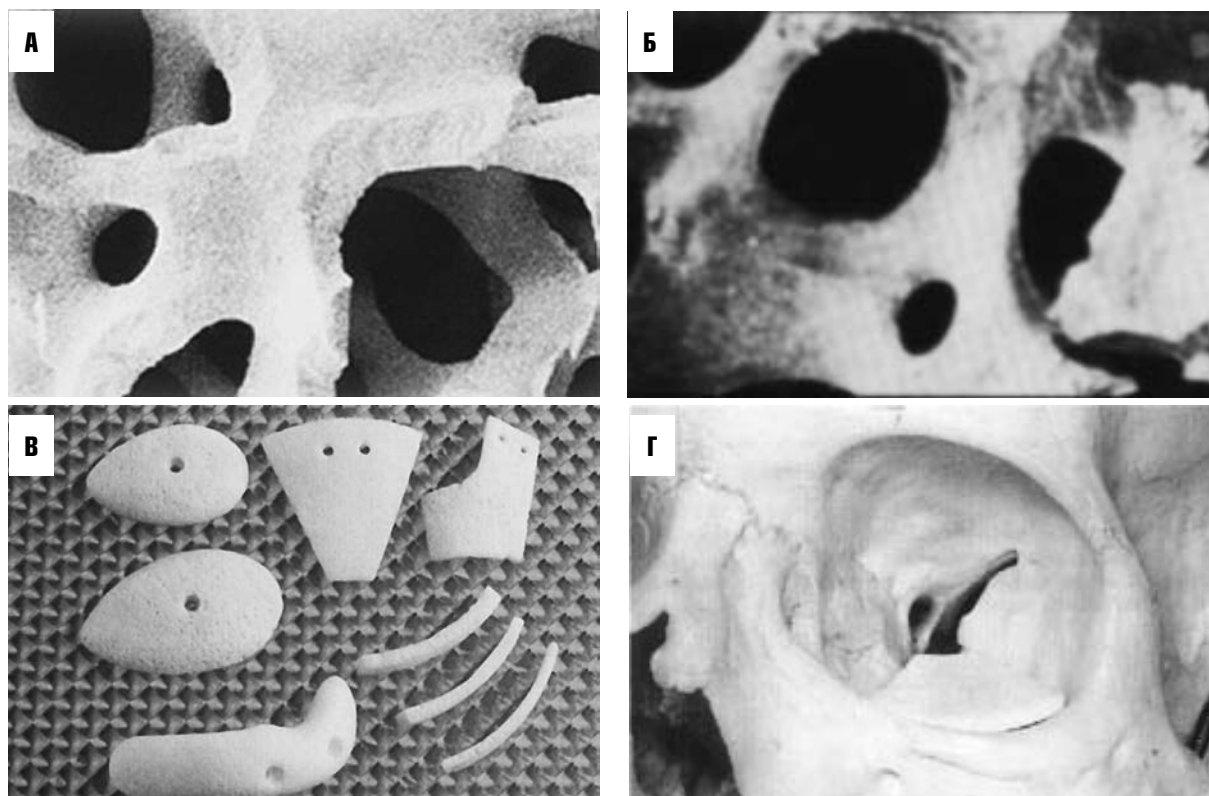


Рис. 4. Имплантаты из кораллового гидроксиапатита:

А — лабиринтно-арочная сеть сообщающихся между собой пор диаметром 150 — 500 мкм, напоминающая систему гаверсовых каналов компактной кости человека (изображенных на рис. 4б), обеспечивает быструю тканевую колонизацию гидрофильного коралла; В, Г — костнопластические коралловые имплантаты «Biocoral» фирмы «Inoteb»

после операции. Следствием явилось надёжное сращение с окружающими анатомическими структурами, подтверждённое последующими клиническими и морфологическими находками [141].

Постоянство объёма при длительном пребывании в орбите освобождает хирурга от необходимости добиваться гиперэффекта в ходе операции. Возможность насыщения раствором антибиотика, тканевая колонизация полиэтилена значительно снижают риск инфекции [169]. В итоге частота осложнений при его имплантации в орбиту не превышает 5,5–6 % [126].

Заготовки толщиной 0,85 и 1,5 мм отличаются эластичностью и легкостью обработки с помощью скальпеля и ножниц [Romano J. J. с соавт., 1993; Ozturk S. с соавт., 2005]. Трехмиллиметровая пластинка также поддаётся обработке, но только после предварительного нагревания в горячей воде.

При переломах задних отделов нижней стенки глазницы или ее обширных (свыше 2 см²) дефектах бывает трудно добиться стабильного положения обычной модели имплантата. G. W. Su и G. J. Harris (2006) для закрытия протяжённых (инферомедиальных) переломов используют 2–3 полиэтиленовых пластины, уложенных по типу черепицы без какой-либо фиксации. Кроме того, в лечении этой наиболее

сложной категории переломов используются модифицированные пластинчатые имплантаты, снабжённые внутренними каналами, что позволяет надёжно фиксировать их с помощью мини- и микропластин [YeJ. с соавт., 2006] (рис. 5 в). Последней удачной разработкой, предназначенной для закрытия подобных переломов, явились полиэтиленовые имплантаты, армированные титаном [Garibaldi D. C. с соавт., 2007; Hanu-Cernat L. M. с соавт., 2009; Nowinski D. с соавт., 2010] (рис. 5 г–е).

К недостаткам полиэтилена следует отнести радиопрозрачность, из-за чего материал начинает визуализироваться на КТ-граммах только после завершения процессов васкуляризации [Villarreal P. M. с соавт., 2002]. Оказалось, что помещение ПЭ непосредственно под кожу (без адекватного периостального или фасциального покрытия) чревато ранними и, особенно, поздними обнажениями, частота которых превышает 10 % [Menderes A. с соавт., 2004]. Кроме того, из-за чрезмерной жесткости он плохо повторяет контуры лица [Frodel J. L. с соавт., 1998].

В последние годы все большее распространение в черепно-лицевой хирургии получают имплантаты из различных пространственных форм политетрафторэтилена (ПТФЭ) — непористых пленок и пористых пластин. Современные аспекты использования ПТФЭ — контурная пластика лица, подве-

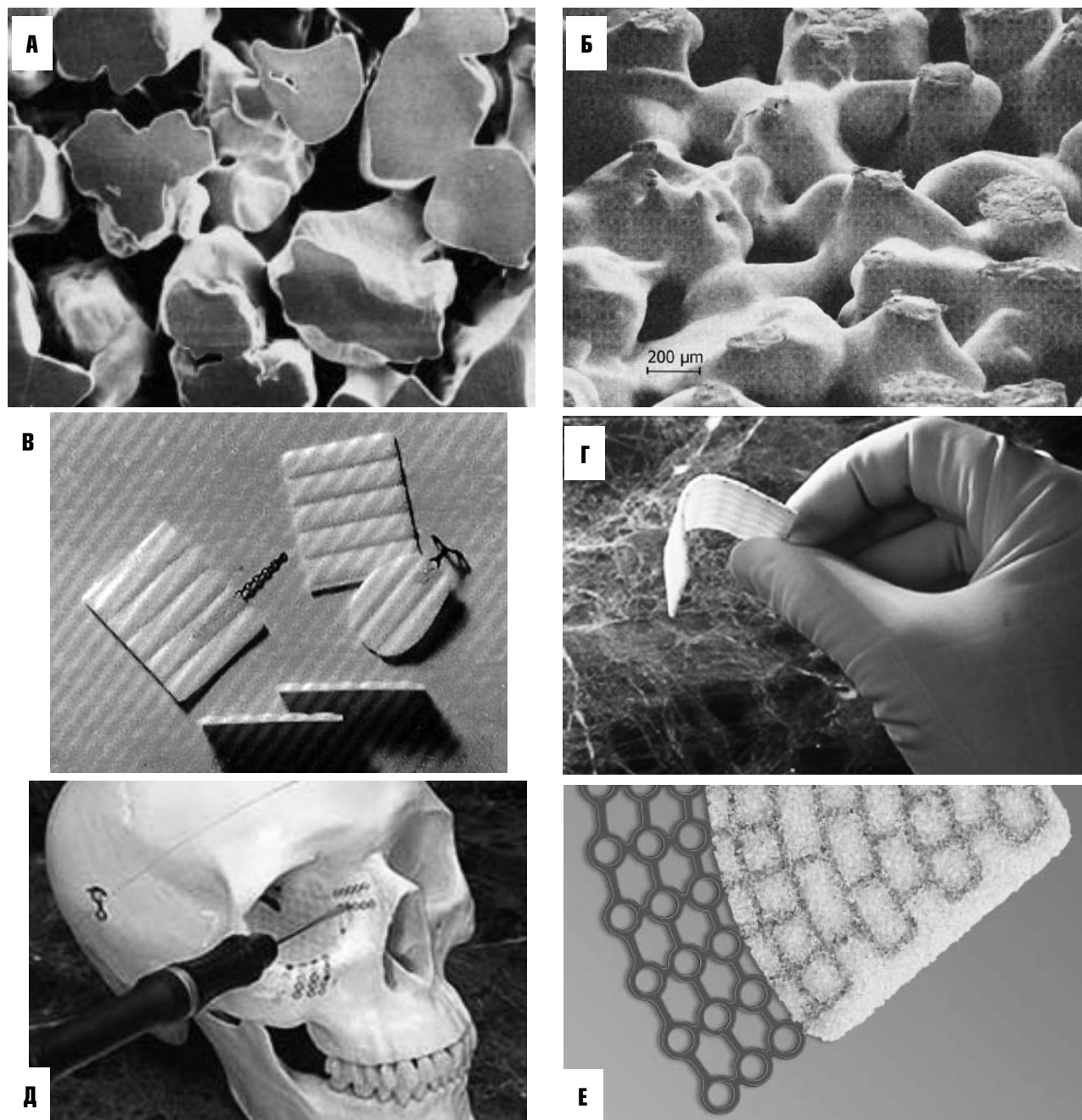


Рис. 5. Имплантаты из пористого полиэтилена «Medpor» фирмы «Porex» и «Synpor» фирмы «Synthes»

А — поровое пространство, представляющее собой систему неупорядоченных пор диаметром 150–500 мкм, составляющих примерно 50% объема имплантата; Б — шершавая поверхность пористого ПЭ; В — туннельные имплантаты для закрытия обширных дефектов нижней стенки; Г–Е — полиэтиленовые пластины, армированные титановой сеточкой

шивающие операции при параличе лицевого нерва, маляро-, менто- и ринопластика [139, 162].

Эластичность, легкость моделирования, химическая и биологическая инертность ПТФЭ, доступность и дешевизна привлекли внимание к нему, как материалу для закрытия дефекта нижней стенки орбиты [79]. Р. Breton с соавторами (1990) использовали плёнку ПТФЭ для закрытия небольших (до 1,5 см) костных дефектов. М. Furutac соавторами (2006) возмещали политетрафторэтиленовым заменителем твёрдой мозговой оболочки PRECLUDE фирмы «Gore&Ass.» возникавший при переломах

дна орбиты дефицит надкостницы. L. Ma с соавторами (1987) для закрытия «взрывного» перелома с успехом использовали двухмиллиметровые пластины из Пропласта I (композитного материала, состоящего из смеси ПТФЭ и карбоновых нитей, напоминающих углеродный войлок «Карботекстим»).

Шестимесячные эксперименты по замещению костных дефектов отечественными пористыми политетрафторэтиленовыми имплантатами «Экофлон» продемонстрировали стабильность приданного имплантату положения, минималь-

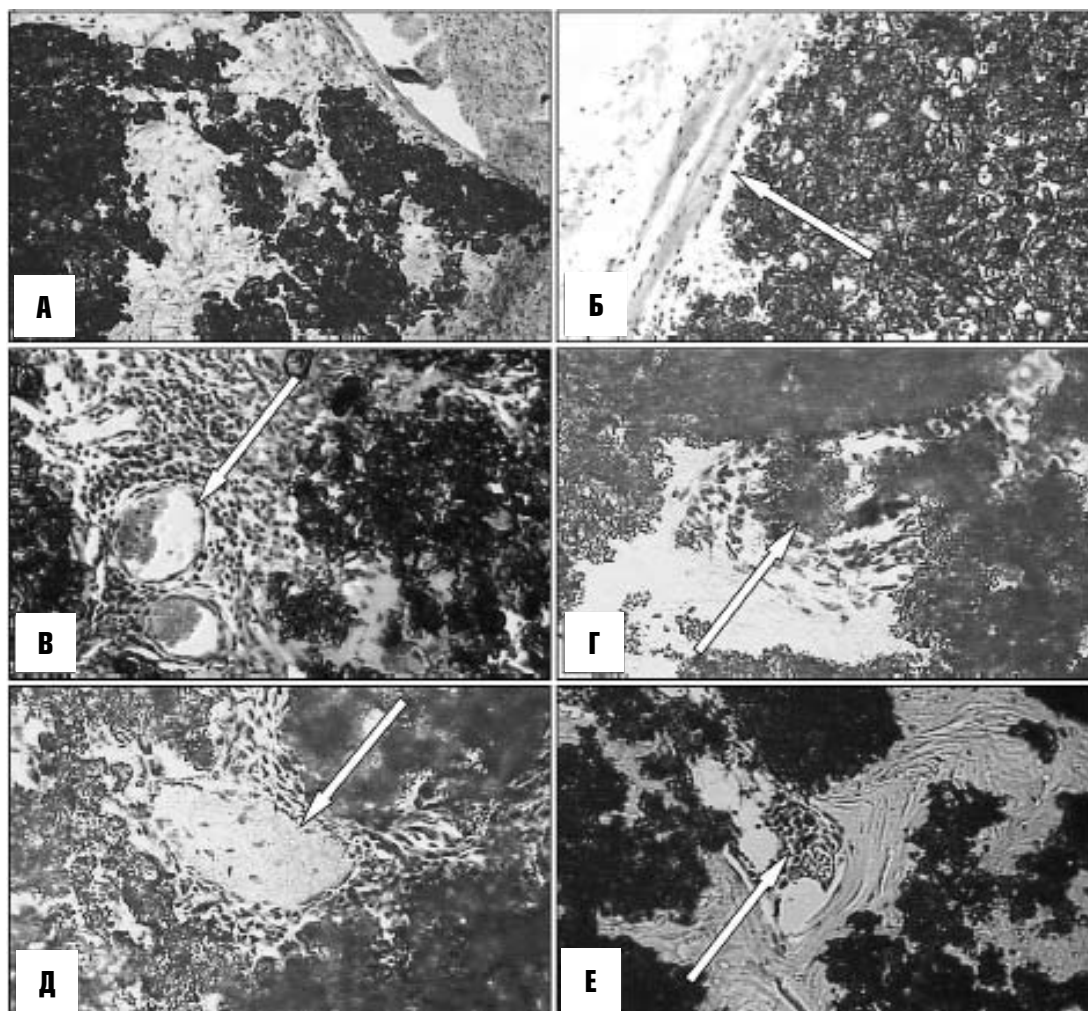


Рис. 6. Тканевые реакции, сопровождающие имплантацию в орбиту отечественного пористого ПТФЭ торговой марки «Экофлон»
Окраска гематоксилином и эозином:

А — отсутствие макрофагальной реакции через 1 неделю после операции. $\times 100$; Б — инкапсуляция имплантата спустя 2 недели от начала эксперимента. $\times 100$; В — зрелая грануляционная ткань в толще ПТФЭ через 1 месяц после имплантации. $\times 125$; Г, Д — пролиферация остеобластов в микропорах ПТФЭ (Г) с формированием островка новообразованной костной ткани (Д) через 6 месяцев после операции. $\times 200$; Е — кроветворный костный мозг в новообразованной костной ткани (6 месяцев после имплантации ПТФЭ). $\times 125$

ную фагоцитарную реакцию (рис. 6 а) и нежное капсулообразование вокруг полимера (рис. 6 б), врастание в его поровое пространство новообразованной соединительной (рис. 6 в) и костной (рис. 6 г, д) ткани, местами даже с кроветворным костным мозгом (рис. 6 е) [1, 2].

Восьмилетний опыт использования ПТФЭ в клинике установил, что, благодаря физико-механическим свойствам пористого ПТФЭ, моделирование пластины с помощью ножниц и скальпеля не представляет особой сложности (рис. 7 а-г). Эластичность полимера позволяет имплантату повторять все изгибы S-образного профиля дна глазницы (рис. 7 д). Шероховатая поверхность обеспечивает определённое сцепление с окружающими тканями и избавляет от необходимости жесткой фиксации имплантата к подглазничному краю. Несомненным достоинством полимера является формирование отчетливых изображений

на КТ-срезах, что позволяет без труда контролировать положение вкладыша (рис. 7 д, е).

Таким образом, высокая биосовместимость, отсутствие риска передачи инфекций, налаженное производство, приемлемые цены постепенно превращают пористые полимеры в основной материал для реконструкции нижней стенки орбиты.

КСЕНОТРАНСПЛАНТАТЫ

D. Cheung с соавторами (2004) сообщили о первом опыте пластики нижней стенки орбиты с использованием ксенотрансплантата «Permacol», изготовленного из коллагена свиной дермы. Операция и ранний послеоперационный период прошли без осложнений. Однако в отдалённые сроки после вмешательства у пациента возникла гипертропия и ограничение инфракдукции. Удаление имплантата не вызвало значимого улучшения состояния глазничных тканей. В ходе повторной

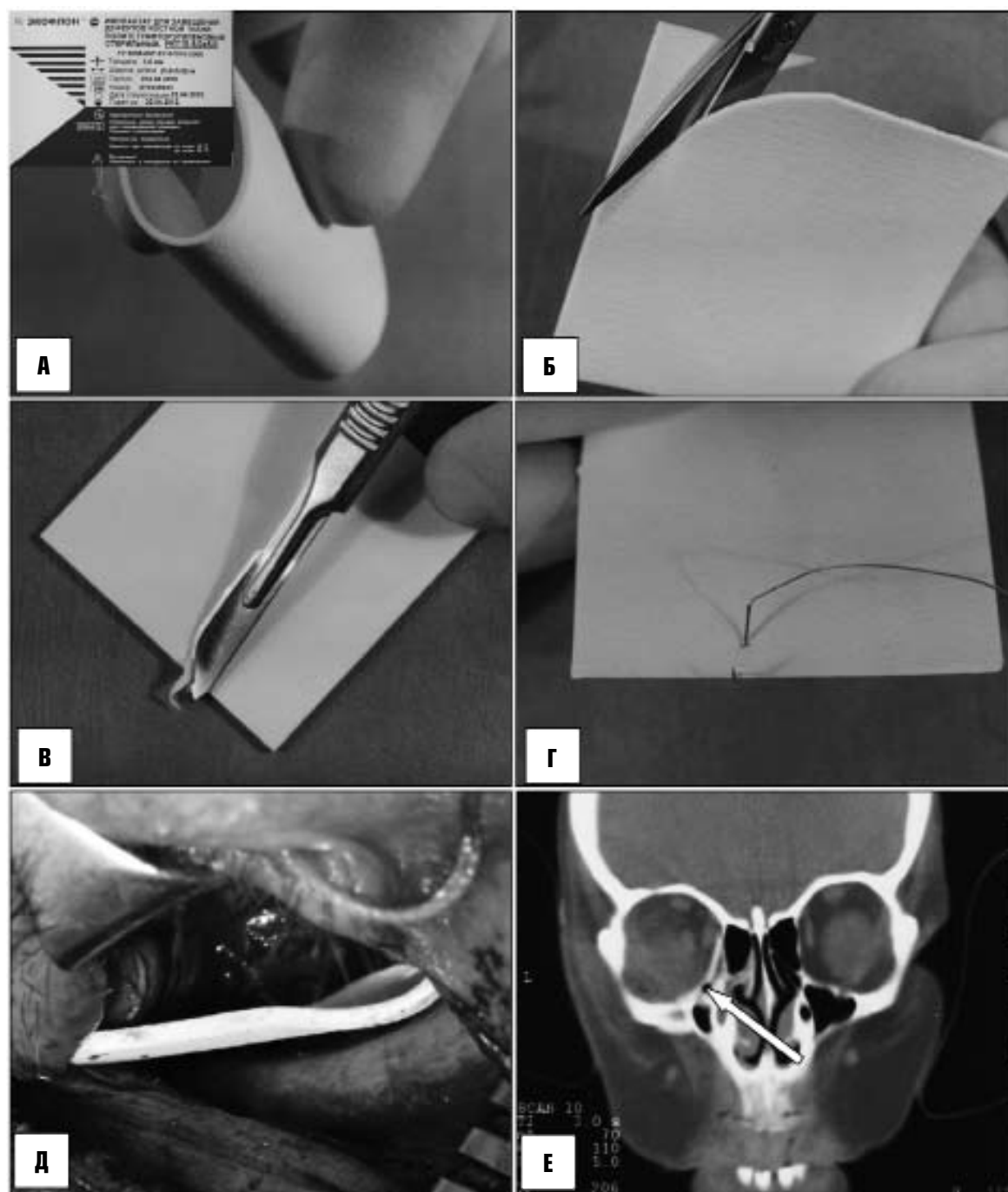


Рис. 7. Физико-механические свойства отечественного пористого политетраф-торэтилена торговой марки «Экофлон»

А — эластичность и способность к обратимой деформации; Б, В — моделирование с помощью ножниц и скальпеля; Г — возможность прошивания хирургическими иглами; Д — размещение пластины на дне орбиты; Е — отчетливая визуализация ПТФЭ на КТ-граммах

орбитотомии обнаружено грубое рубцевание нижней прямой мышцы. Гистологическое исследование выявило воспаление с выраженной гигантоклеточной реакцией. Таким образом, несмотря на такие достоинства ксенотрансплантата, как механическая прочность и легкость обработки, целесообразность его применения в лечении орбитальных переломов вызывает большие сомнения. Возможно, более успешным окажется использование в этих целях бычьего и свиного перикарда [12], карбонатгидроксипатита из компактной костной

ткани свиньи [15, 149], ацеллюлярног олиофилизированного матрикса подслизистой ткани свиной кишки «SurgisisES» [158] или матрикса бычьей кости «Bio-Oss» [27].

S. Morax с соавторами (1993) представили сообщение об использовании Lubboc (T650) — трансплантата из костей крупного рогатого скота, прошедшего все необходимые доклинические испытания. Несмотря на положительные результаты первых двадцати орбитальных реконструкций, материал так и не получил широкого распространения.

Подводя итог выше сказанному, можно заключить, что лечение «взрывных» переломов нижней стенки орбиты должно быть ранним, одномоментным и исчерпывающим. Используемый в ходе операции имплантат должен удовлетворять ряду требований, к числу которых относятся:

1. легкость моделирования и последующей имплантации;
2. способность выполнять функцию опоры для орбитальных структур;
3. стабильность приданного положения за счет быстрой интеграции с окружающими тканями;
4. устойчивость к бактериальной контаминации;
5. формирование отчетливых изображений на КТ- и МР-срезах.

В наибольшей степени этим требованиям соответствуют современные небиологические пористые материалы, к числу которых относятся пористый полиэтилен, коралловый гидроксиапатит и разработанный нами пористый политетрафторэтилен, не уступающий по своим химическим и физико-механическим свойствам лучшим зарубежным аналогам.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аравийская Д. Д., Атласова Л. К., Абсава К. А. Использование политетрафторэтилена в качестве трансплантата для замещения дефектов костных стенок глазницы // VII съезд офтальмологов России: Тез. докл. — М.: Федоров, 2000. — Ч. 2. — С. 190–191.
2. Астахов Ю. С., Николаенко В. П., Дьяков В. Е. Использование политетрафторэтиленовых имплантатов в офтальмохирургии. — СПб.: Фолиант, 2007. — 256 с.
3. Бельченко В. А. Аутотрансплантаты свода черепа как пластический материал при устранении дефектов и деформаций лицевого скелета // Зубоврачеб. вестн. — 1994. — № 5. — С. 16–21.
4. Брусова Л. А. Восстановительные операции на лице с применением силиконовых композиций: (Клинико-эксперим. исслед.): Автореф. дис... д-ра мед. наук. — М., 1996. — 58 с.
5. Волков В. В., Александров Н. М., Низова Р. Ф., Панина О. Л. Оказание помощи при сочетанных повреждениях средней зоны лица и глаз. — Л.: ВМедА, 1989. — 39 с.
6. Волков В. В., Лимберг А. А., Когин Ю. С. и др. Пластические операции на глазнице при посттравматическом энтофтальме с дислокацией глазного яблока // Офтальмол. журн. — 1984. — № 3. — С. 154–157.
7. Воложин А. И., Жарков А. В., Краснов А. П. и др. Физико-механические и остеointegrative свойства полилактида, наполненного гидроксиапатитом, предназначенного для остеопластики в челюстно-лицевой области // Рос. стомат. журн. — 2006. — № 3. — С. 8–12.
8. Вольперт У. В., Янушевич О. О., Григорьян А. С. и др. Заживление костных дефектов ветви нижней челюсти кроликов под биоинженерными конструкциями из титана и золотого сплава с ксеногенными мезенхимальными стволовыми клетками // Стоматология. — 2009. — Т. 88, № 1. — С. 4–8.
9. Горбунов А. А. Возможности компьютерной томографии в комплексной диагностике повреждений глаза и глазницы: Автореф. дис... канд. мед. наук. — Л., 1988. — 20 с.
10. Григорьян А. С., Воложин А. И., Агапов В. С. и др. Остеопластическая эффективность различных форм гидроксиапатита по данным экспериментально-морфологического исследования // Стоматология. — 2000. — Т. 79, № 3. — С. 4–8.
11. Груша О. В., Луцевич Е. А., Груша Я. О. Принципы лечения травматических деформаций орбиты в позднем периоде (40-летний опыт) // Вестн. офтальмологии. — 2003. — Т. 119, № 4. — С. 31–34.
12. Груша Я. О., Федоров А. А., Дземешкевич В. В., Блинова И. В. Клинико-морфологические особенности использования ксеноперикарда при пластике век и орбиты // Вестн. офтальмологии — 2004. — Т. 120, № 5. — С. 19–21.
13. Груша Я. О., Федоров А. А., Блинова И. В., Хоссейн Пур Х. Комбинированное применение биоимплантатов и карботекстима-М в хирургии травматических деформаций орбиты // Вестн. офтальмологии. — 2008. — Т. 124, № 3. — С. 30–36.
14. Гундорова Р. А., Малаев А. А., Южаков А. М. Травмы глаза. — М.: Медицина, 1986. — 367 с.
15. Гурин А. Н., Гурин Н. А., Петрович Ю. А. Карбонатгидроксиапатит как фактор структурно-функциональной организации минерализованных тканей в норме и при патологии. Перспективы применения в костнопластической хирургии // Стоматология. — 2009. — Т. 88, № 2. — С. 76–79.
16. Давыдов Д. В., Решетов И. В. Комбинированная реконструкция орбиты у пациентов с анофтальмическим синдромом // Офтальмохирургия. — 1999. — № 1. — С. 26–31.
17. Давыдов Д. В., Решетов И. В., Копылова Н. Е. и др. Использование гидрогелевых имплантатов в реконструктивной хирургии орбиты // Офтальмохирургия. — 2002. — № 4. — С. 26–30, 49.
18. Еолчиан С. А., Потапов А. А., Катаев М. Г., Серова Н. К. Реконструктивная хирургия при повреждениях орбиты // Неотложная помощь, реабилитация и лечение осложнений при травмах органа зрения в чрезвычайных ситуациях. — М.: Б. и., 2003. — С. 64–65.
19. Заричанский В. А. Лечение повреждений нижней и медиальной стенок глазницы при травмах средней зоны лица: Автореф. дис... канд. мед. наук. — М., 1994. — 15 с.
20. Ипполитов В. П., Рабухина Н. А., Колескина С. С. Сравнительная клинко-рентгенологическая оценка методов остеосинтеза при лечении больных с посттравматическими дефектами и деформациями костей верхней и средней зон лица // Стоматология. — 2003. — Т. 82, № 1. — С. 23–26.
21. Копылова Н. Е., Давыдов Д. В. Анализ трансплантационных материалов, используемых при реконструкции костных повреждений орбиты // Новое в офтальмологии. — 2002. — № 2. — С. 44–49.
22. Кулаков А. А., Григорьян А. С., Кротова Л. И. и др. Процессы регенерации в костных дефектах при имплантации в них композиционного материала различной плотности на основе полилактида, наполненного гидроксиапатитом // Стоматология. — 2009. — Т. 88, № 1. — С. 17–23.

23. Лещенко В. В., Шамсудинов А. Г., Лежнев Э. И. и др. Обоснование применения титановых конструкций в реконструктивной челюстно-лицевой хирургии // Стоматология. — 2000. — Т. 79, № 5. — С. 41–42.
24. Малецкий А. П., Спирко В. К. Результаты реконструктивных операций при травматическом энтофтальме // Офтальмол. журн. — 1998. — № 3. — С. 198–201.
25. Офтальмохирургия с использованием полимеров / Под ред. В. В. Волкова. — Изд. 2-е, перераб. и дополн. — СПб.: Гиппократ, 2009. — 568 с.
26. Смолякова Г. П. Результаты пластических операций при травматических повреждениях нижней стенки орбиты // Пластическая хирургия придаточного аппарата глаза и орбиты. — М.: Моск. НИИ глазных болезней им. Гельмгольца, 1996. — С. 10.
27. Федоровская Л. Н., Григорьян А. С., Кулаков А. А., Хамраев Т. К. Сравнительный анализ процесса заживления костных дефектов челюсти под воздействием различных пластических материалов (экспериментально-морфологическое исследование) // Стоматология. — 2001. — Т. 80, № 6. — С. 4–7.
28. Шалумов А. З. Восстановление бинокулярного зрения при травматических деформациях и дефектах глазницы // Теоретические и клинические исследования как основа медикаментозного и хирургического лечения травм органа зрения. — М.: Б. и., 2000. — С. 143–145.
29. Шамсудинов А. Г., Рабухина Н. А., Семкин В. А. и др. Клинико-рентгенологический анализ результатов устранения дефектов и деформаций костей лицевого черепа с использованием современных способов пластики и фиксации костных фрагментов // Стоматология. — 2002. — Т. 81, № 3. — С. 28–32.
30. Al-Sukhun J., Lindqvist C. A comparative study of 2 implants used to repair inferior orbital wall bony defects: autogenous bone graft versus bioresorbable poly-L/DL-lactide (P [L/DL]LA 70/30) plate // J. Oral Maxillofac. Surg. — 2006. — Vol. 64, № 7. — P. 1038–1048.
31. Anderson P. J., Poole M. D. Orbital floor fractures in young children // J. Craniomaxillofac. Surg. — 1995. — Vol. 23, № 3. — P. 151–154.
32. Aronowitz J. A., Freeman B. S., Spira M. Long-term stability of teflon orbital implants // Plast. Reconstr. Surg. — 1986. — Vol. 78, № 2. — P. 166–173.
33. Baumann A., Burggasser G., Gauss N., Ewers R. Orbital floor reconstruction with an alloplastic resorbable polydioxan one sheet // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. — 2002. — Vol. 31, № 4. — P. 367–373.
34. Beals S., Munro I. R. The use of miniplates in craniomaxillofacial surgery // Plast. Reconstr. Surg. — 1987. — Vol. 79, № 1. — P. 33–38.
35. Bedrossian E. H. Banked fascia lata as an orbital floor implant // Ophthal. Plast. Reconstr. Surg. — 1993. — Vol. 9, № 3. — P. 66–70.
36. Bevivino J. R., Nguyen P. N., Yen L. J. Reconstruction of traumatic orbital floor defects using irradiated cartilage homografts // Ann. Plast. Surg. — 1994. — Vol. 33, № 1. — P. 32–37.
37. Brown A. E., Banks P. Late extrusion of alloplastic orbital floor implants // Brit. J. Oral Maxillofac. Surg. — 1993. — Vol. 31, № 3. — P. 154–157.
38. Browning C. W., Walker R. V. The use of alloplastics in 45 cases of orbital floor reconstruction // Amer. J. Ophthalmol. — 1965. — Vol. 60, № 4. — P. 684–699.
39. Browning C. W. Alloplast materials in orbital repair // Amer. J. Ophthalmol. — 1967. — Vol. 63, № 5, pt 1. — P. 955–962.
40. Buchel P., Rahal A., Seto I., Iizuka T. Reconstruction of orbital floor fracture with polyglactin 910/polydioxanone patch (ethisorb): a retrospective study // J. Oral Maxillofac. Surg. — 2005. — Vol. 63, № 5. — P. 646–650.
41. Cançado R. P., Cardoso E. S., Bourguignon Filho A. M. et al. Effects of the LactoSorbioabsorbable plates on the craniofacial development of rabbits: direct morphometric analysis using linear measurements // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. — 2006. — Vol. 35, № 6. — P. 528–532.
42. Castellani A., Negrini S., Zanetti U. Treatment of orbital floor blow-out fractures with conchal auricular cartilage graft: a report on 14 cases // J. Oral Maxillofac. Surg. — 2002. — Vol. 60, № 12. — P. 1413–1417.
43. Celikoz B., Duman H., Selmanpakoglu N. Reconstruction of the orbital floor with lyophilized tensor fascia lata // J. Oral Maxillofac. Surg. — 1997. — Vol. 55, № 3. — P. 240–244.
44. Chen C. T., Chen Y. R., Tung T. C. et al. Endoscopically assisted reconstruction of orbital medial wall fractures // Plast. Reconstr. Surg. — 1999. — Vol. 103, № 2. — P. 714–720.
45. Chen C. T., Chen Y. R. Endoscopic orbital surgery // Atlas Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Amer. — 2003. — Vol. 11, № 2. — P. 179–208.
46. Chen T. M., Wang H. J. Cranioplasty using allogenic perforated demineralized bone matrix with autogenous bone paste // Ann. Plast. Surg. — 2002. — Vol. 49, № 3. — P. 272–279.
47. Cheung D., Brown L., Sampath R. Localized inferior orbital fibrosis associated with porcine dermal collagen xenograft orbital floor implant // Ophthal. Plast. Reconstr. Surg. — 2004. — Vol. 20, № 3. — P. 257–259.
48. Chew M., Lim T. C., Lim J., Tan W. T. New synthetic orbital implant for orbital floor repair // Plast. Reconstr. Surg. — 1998. — Vol. 101, № 6. — P. 1734.
49. Cho Y. R., Gosain A. K. Biomaterials in craniofacial reconstruction // Clin. Plast. Surg. — 2004. — Vol. 31, № 3. — P. 377–385.
50. Chuang E. L., Bensinger R. E. Resorbable implant for orbital defects // Amer. J. Ophthalmol. — 1982. — Vol. 94, № 4. — P. 547–549.
51. Constantian M. B. Use of auricular cartilage in orbital floor reconstruction // Plast. Reconstr. Surg. — 1982. — Vol. 69, № 6. — P. 951–953.
52. Copeland M., Meisner J. Maxillary antral bone grafts for repair of orbital fractures // J. Craniomaxillofac. Surg. — 1991. — Vol. 2, № 1. — P. 18–21.
53. Cordewener F. W., Bos R. R., Rozema F. R., Houtman W. A. Poly (L-lactide) implants for repair of human orbital floor defects: clinical and magnetic resonance imaging evaluation of long-term results // J. Oral Maxillofac. Surg. — 1996. — Vol. 54, № 1. — P. 9–13.
54. Courtney D. J., Thomas S., Whitfield P. H. Isolated orbital blowout fractures: survey and review // Brit. J. Oral Maxillofac. Surg. — 2000. — Vol. 38, № 5. — P. 496–504.
55. Cruz A. A., Eichenberger G. C. Epidemiology and management of orbital fractures // Curr. Opin. Ophthalmol. — 2004. — Vol. 15, № 5. — P. 416–421.

56. *Dancey A. L., Perry M. J.* Late presentation of alloplastic implant extrusion // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2004. — Vol. 113, № 3. — P. 1081–1082.
57. *Dietz A., Ziegler C. M., Dacho A. et al.* Effectiveness of a new perforated 0.15 mm poly-p-dioxanon-foil versus titanium-dynamic mesh in reconstruction of the orbital floor // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 2001. — Vol. 29, № 2. — P. 82–88.
58. *Dorri M., Nasser M., Oliver R.* Resorbable versus titanium plates for facial fractures // *Cochrane Database Syst. Rev.* — 2009. — Vol. 21, № 1. — CD007158.
59. *Dougherty W. R., Wellisz T.* The natural history of alloplastic implants in orbital floor reconstruction: an animal model // *J. Craniofac. Surg.* — 1994. — Vol. 5, № 1. — P. 26–32.
60. *Ellis E., Tan Y.* Assessment of internal orbital reconstructions for pure blowout fractures: cranial bone grafts versus titanium mesh // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2003. — Vol. 61, № 4. — P. 442–453.
61. *Enislidis G., Pichorner S., Kainberger F., Ewers R.* Lactosorb panel and screws for repair of large orbital floor defects // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 1997. — Vol. 25, № 6. — P. 316–321.
62. *Eppley B. L.* Use of resorbable plates and screws in pediatric facial fractures // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2005. — Vol. 63, № 3. — P. 385–391.
63. *Fernandes R., Fattahi T., Steinberg B., Schare H.* Endoscopic repair of isolated orbital floor fracture with implant placement // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2007. — Vol. 65, № 8. — P. 1449–1453.
64. *Ferreira P., Marques M., Pinho C. et al.* Midfacial fractures in children and adolescents: a review of 492 cases // *Brit. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2004. — Vol. 42, № 6. — P. 501–505.
65. *Friesenecker J., Dammer R., Moritz M., Niederdelmann H.* Long-term results after primary restoration of the orbital floor // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 1995. — Vol. 23, № 1. — P. 31–33.
66. *Frodel J. L., Lee S.* The use of high-density polyethylene implants in facial deformities // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* — 1998. — Vol. 124, № 11. — P. 1219–1223.
67. *Furuta M., Yago K., Iida T.* Correlation between ocular motility and evaluation of computed tomography in orbital blowout fracture // *Amer. J. Ophthalmol.* — 2006. — Vol. 142, № 6. — P. 1019–1025.
68. *Garibaldi D. C., Iliff N. T., Grant M. P., Merbs S. L.* Use of porous polyethylene with embedded titanium in orbital reconstruction: a review of 106 patients // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 2007. — Vol. 23, № 6. — P. 439–444.
69. *Gas C., Sidjilani B.-M., Dodart L., Boutault F.* Fractures isolées du plancher orbitaire // *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.* — 1999. — Vol. 100, № 1. — P. 27–33.
70. *Gear A. J., Lokeh A., Aldridge J. H. et al.* Safety of titanium mesh for orbital reconstruction // *Ann. Plast. Surg.* — 2002. — Vol. 48, № 1. — P. 1–7.
71. *Gilliland G. D., Gilliland G., Fincher T. et al.* Timing of return to normal activities after orbital floor fracture repair // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2007. — Vol. 120, № 1. — P. 245–251.
72. *Goldberg R. A., Garbutt M., Shorr N.* Oculoplastic uses of cranial bone grafts // *Ophthalmic Surg.* — 1993. — Vol. 24, № 3. — P. 190–196.
73. *Goldman R. J., Hessburg P. C.* Appraisal of surgical correction in 130 cases of orbital floor fracture // *Amer. J. Ophthalmol.* — 1973. — Vol. 76, № 1. — P. 152–155.
74. *Gosain A. K., Persing J. A.* Biomaterials in the face: benefits and risks // *J. Craniofac. Surg.* — 1999. — Vol. 10, № 5. — P. 404–414.
75. *Gosain A. K., Riordan P. A., Song L. et al.* A 1-year study of hydroxyapatite-derived biomaterials in an adult sheep model: III. Comparison with autogenous bone graft for facial augmentation // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2005. — Vol. 116, № 4. — P. 1044–1052.
76. *Groombridge C., McGuinness J.* Interesting case: foreign body in the nose: an orbital Silastic sheet had migrated into the nasal cavity // *Brit. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2006. — Vol. 44, № 1. — P. 33.
77. *Guerra M. F., Perez J. S., Rodriguez-Campo F. J., Gias L. N.* Reconstruction of orbital fractures with dehydrated human dura mater // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2000. — Vol. 58, № 12. — P. 1361–1366.
78. *Hanson J., Lovald S., Cowgill I. et al.* National hardware removal rate associated with internal fixation of facial fractures // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2011. — Vol. 69, № 4. — P. 1152–1158.
79. *Hanson L. J., Donovan M. G., Hellstein J. W., Dickerson N. C.* Experimental evaluation of expanded polytetrafluoroethylene for reconstruction of orbital floor defects // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 1994. — Vol. 52, № 10. — P. 1050–1055.
80. *Hanu-Cernat L. M., James G., Barnard N. A.* Perforated, custom-shaped, porous, polyethylene-coated titanium mesh implants in the treatment of large defects of the orbital wall // *Brit. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2009. — Vol. 47, № 3. — P. 220–221.
81. *Hardin J. C.* Blowout fractures of the orbit // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1996. — Vol. 97, № 6. — P. 856–859.
82. *Hayasaka S., Aikawa Y., Wada M. et al.* Transconjunctival and transantral approaches are combined with antral wall bone graft to repair orbital floor blow-out fractures // *Ophthalmologica.* — 1994. — Vol. 208, № 5. — P. 284–288.
83. *Heidemann W., Gerlach K. L.* Imaging of biodegradable osteosynthesis materials by ultrasound // *Dentomaxillofac. Radiol.* — 2002. — Vol. 31, № 3. — P. 155–158.
84. *Hollier L. H., Rogers N., Berzin E., Stal S.* Resorbable mesh in the treatment of orbital floor fractures // *J. Craniofac. Surg.* — 2001. — Vol. 12, № 3. — P. 242–246.
85. *Holmes R. E.* Bone regeneration within a coralline hydroxyapatite implant // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1979. — Vol. 63, № 5. — P. 626–633.
86. *Hosal B. M., Beatty R. L.* Diplopia and enophthalmos after surgical repair of blowout fracture // *Orbit.* — 2002. — Vol. 21, № 1. — P. 27–33.
87. *Iatrou I., Theologie-Lygidakis N., Angelopoulos A.* Use of membrane and bone grafts in the reconstruction of orbital fractures // *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* — 2001. — Vol. 91, № 3. — P. 281–286.
88. *Iizuka T., Mikkonen P., Paukku P., Lindqvist C.* Reconstruction of orbital floor with polydioxanone plate // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 1991. — Vol. 20, № 2. — P. 83–87.
89. *Jacono A. A., Moskowitz B.* Alloplastic implants for orbital wall reconstruction // *Facial Plast. Surg.* — 2000. — Vol. 16, № 1. — P. 63–68.

90. *Janecka I.P.* Correction of ocular dystopia // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1996. — Vol. 97, № 5. — P. 892–899.
91. *Janecka I.P.* New reconstructive technologies in skull base surgery: role of titanium mesh and porous polyethylene // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* — 2000. — Vol. 126, № 3. — P. 396–401.
92. *Jank S., Emschoff R., Schuchter B.* et al. Orbital floor reconstruction with flexible Ethisorb patches: a retrospective long-term follow-up study // *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* — 2003. — Vol. 95, № 1. — P. 16–22.
93. *Jaquiéry C., Aepli C., Cornelius P.* et al. Reconstruction of orbital wall defects: critical review of 72 patients // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2007. — Vol. 36, № 3. — P. 193–199.
94. *Johnson P.E., Raftopoulos I.* In situ splitting of a rib graft for reconstruction of the orbital floor // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1999. — Vol. 103, № 6. — P. 1709–1711.
95. *Jordan D.R., St. Onge P., Anderson R.L.* et al. Complications associated with alloplastic implants used in orbital fracture repair // *Ophthalmology.* — 1992. — Vol. 99, № 10. — P. 1600–1608.
96. *Kakibuchi M., Fukuda K., Yamada N.* et al. A simple method of harvesting a thin iliac bone graft for reconstruction of the orbital wall // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2003. — Vol. 111, № 2. — P. 961–962.
97. *Klein M., Glatzer C.* Individual CAD/CAM fabricated glass-bioceramic implants in reconstructive surgery of the bony orbital floor // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2006. — Vol. 117, № 2. — P. 565–570.
98. *Kontio R., Suuronen R., Salonen O.* et al. Effectiveness of operative treatment of internal orbital wall fracture with polydioxanone implant // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2001. — Vol. 30, № 4. — P. 278–285.
99. *Kontio R., Suuronen R., Kontinen Y.T.* et al. Orbital floor reconstruction with poly-L/D-lactide implants: clinical, radiological and immunohistochemical study in sheep // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2004. — Vol. 33, № 4. — P. 361–368.
100. *Kontio R.K., Laine P., Salo A.* et al. Reconstruction of internal orbital wall fracture with iliac crest free bone graft: clinical, computed tomography, and magnetic resonance imaging follow-up study // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2006. — Vol. 118, № 6. — P. 1365–1374.
101. *Kontio R., Lindqvist C.* Management of orbital fractures // *Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Am.* — 2009. — Vol. 21, № 2. — P. 209–220.
102. *Kosaka M., Matsuzawa Y., Mori H.* et al. Orbital wall reconstruction with bone grafts from the outer cortex of the mandible // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 2004. — Vol. 32, № 6. — P. 374–380.
103. *Kraus M., Gatot A., Fliss D.M.* Repair of traumatic inferior orbital wall defects with nasoseptal cartilage // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2001. — Vol. 59, № 12. — P. 1397–1400.
104. *Kraus M., Gatot A., Kaplan D.M., Fliss D.M.* Post-traumatic orbital floor reconstruction with nasoseptal cartilage in children // *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* — 2002. — Vol. 64, № 3. — P. 187–192.
105. *Krishnan V., Johnson J.V.* Orbital floor reconstruction with autogenous mandibular symphyseal bone grafts // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 1997. — Vol. 55, № 4. — P. 327–330.
106. *Lai A., Gliklich R.E., Rubin P.A.* Repair of orbital blow-out fractures with nasoseptal cartilage // *Laryngoscope.* — 1998. — Vol. 108, № 5. — P. 645–650.
107. *Landes C.A., Ballon A., Roth C.* Maxillary and mandibular osteosyntheses with PLGA and P (L/DL)LA implants: a 5-year inpatient biocompatibility and degradation experience // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2006. — Vol. 117, № 7. — P. 2347–2360.
108. *Laure B., Tranquart F., Geais L., Goga D.* Evaluation of skull strength following parietal bone graft harvest // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2010. — Vol. 126, № 5. — P. 1492–1499.
109. *Lee H.H., Alcaraz N., Reino A., Lawson W.* Reconstruction of orbital floor fractures with maxillary bone // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* — 1998. — Vol. 124, № 1. — P. 56–59.
110. *Lemke B.N., Kikkawa D.O.* Repair of orbital floor fractures with hydroxyapatite block scaffolding // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 1999. — Vol. 15, № 3. — P. 161–165.
111. *Lin I.C., Liao S.L., Lin L.L.* Porous polyethylene implants in orbital floor reconstruction // *J. Formos Med. Assoc.* — 2007. — Vol. 106, № 1. — P. 51–57.
112. *Lynham A.J., Chapman P.J., Monsour F.N.* et al. Management of isolated orbital floor blow-out fractures: a survey of Australian and New Zealand oral and maxillofacial surgeons // *Clin. Exp. Ophthalmol.* — 2004. — Vol. 32, № 1. — P. 42–45.
113. *Ma L., Wong S.P., Wu C.Y., Yao S.J.* Orbital reconstruction with proplast // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 1987. — Vol. 3, № 3. — P. 151–157.
114. *Mackenzie D.J., Arora B., Hansen J.* Orbital floor repair with titanium mesh screen // *J. Craniomaxillofac. Trauma.* — 1999. — Vol. 5, № 3. — P. 9–16.
115. *Mackenzie D.J., Sipe R., Buck D.* et al. Recombinant human acidic fibroblast growth factor and fibrin carrier regenerates bone // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2001. — Vol. 107, № 4. — P. 989–996.
116. *Marin P.C., Love T., Carpenter R.* et al. Complications of orbital reconstruction: misplacement of bone grafts within the intramuscular cone // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1998. — Vol. 101, № 5. — P. 1323–1327.
117. *Mauriello J.A., Wasserman B., Kraut R.* Use of Vicryl (polyglactin-910) mesh implant for repair of orbital floor fracture causing diplopia: a study of 28 patients over 5 years // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 1993. — Vol. 9, № 3. — P. 191–195.
118. *Menderes A., Baytekin C., Topcu A.* et al. Craniofacial reconstruction with high-density porous polyethylene implants // *J. Craniofac. Surg.* — 2004. — Vol. 15, № 5. — P. 719–724.
119. *Mercier J., Piot B., Gueguen P.* et al. Le plancher orbitaire en corail. Son intérêt en traumatologie. Résultats d'une étude multicentrique portant sur 83 cas // *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.* — 1996. — Vol. 97, № 6. — P. 324–331.
120. *Mermer R.W., Urban R.E.* Repair of orbital floor fractures with absorbable gelatin film // *J. Craniomaxillofac. Trauma.* — 1995. — Vol. 1, № 4. — P. 30–34.
121. *Miller G.R., Tenzel R.R.* Orbital fracture repair with methylmethacrylate implants // *Amer. J. Ophthalmol.* — 1969. — Vol. 68, № 4. — P. 717–719.
122. *Mintz S.M., Ettinger A., Schmakel T., Gleason M.J.* Contralateral coronoid process bone grafts for orbital floor reconstruction: an anatomic and clinical study // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 1998. — Vol. 56, № 10. — P. 1140–1144.

123. *Morain W. D., Colby E. D., Stauffer M. E.* et al. Reconstruction of orbital wall fenestrations with polyglactin 910 film // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1987. — Vol. 80, № 6. — P. 769–774.
124. *Morrison A. D., Sanderson R. C., Moos K. F.* The use of silastic as an orbital implant for reconstruction of orbital wall defects: review of 311 cases treated over 20 years // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 1995. — Vol. 53, № 4. — P. 412–417.
125. *Nakajima T., Yoshimura Y., Nakanishi Y.* et al. Anterior cranial base reconstruction using a hydroxyapatite-tricalciumphosphate composite (Ceratile®) as a bone substitute // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 1995. — Vol. 23, № 2. — P. 64–67.
126. *Nam S. B., Bae Y. C., Moon J. S., Kang Y. S.* Analysis of the postoperative outcome in 405 cases of orbital fracture using 2 synthetic orbital implants // *Ann. Plast. Surg.* — 2006. — Vol. 56, № 3. — P. 263–267.
127. *Neigel J. M., Ruzicka P. O.* Use of demineralized bone implants in orbital and craniofacial reconstruction and a review of the literature // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 1996. — Vol. 12, № 2. — P. 108–120.
128. *Newell F. W.* Ophthalmology. Principles and concepts. — 5th ed. — St. Louis etc.: Mosby, 1982. — 559 p.
129. *Ng J. D., Huynh T. H., Burgett R.* Complications of bioabsorbable orbital implants and fixation plates // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 2004. — Vol. 20, № 1. — P. 85–86.
130. *Nguyen P. N., Sullivan P.* Advances in the management of orbital fractures // *Clin. Plast. Surg.* — 1992. — Vol. 19, № 1. — P. 87–98.
131. *Nishiike S., Nagai M., Nakagawa A.* et al. Endoscopic transantral orbital floor repair with antral bone grafts // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* — 2005. — Vol. 131, № 10. — P. 911–915.
132. *Nowinski D., Messo E., Hedlund A.* Treatment of orbital fractures: evaluation of surgical techniques and materials for reconstruction // *J. Craniofac. Surg.* — 2010. — Vol. 21, № 4. — P. 1033–1037.
133. *Nunery W. R., Tao J. P., Johl S.* Nylon foil “wraparound” repair of combined orbital floor and medial wall fractures // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 2008. — Vol. 24, № 4. — P. 271–275.
134. *Ono I., Gunji H., Suda K.* et al. Orbital reconstruction with hydroxyapatite ceramic implants // *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* — 1994. — Vol. 28, № 3. — P. 193–198.
135. *Osguthorpe J. D.* Orbital wall fractures: evaluation and management // *Otolaryngol. Head Neck Surg.* — 1991. — Vol. 105, № 5. — P. 702–707.
136. *Quadah A., Gerard M., Malpuech F.* et al. Le traitement des fractures du plancher de l'orbite: réfection par lame de Téflon. Analyse des résultats sur 5 ans // *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.* — 1998. — Vol. 99, suppl. 1. — P. 120–121.
137. *Ozturk S., Sengezer M., Isik S.* et al. Long-term outcomes of ultra-thin porous polyethylene implants used for reconstruction of orbital floor defects // *J. Craniofac. Surg.* — 2005. — Vol. 16, № 6. — P. 973–977.
138. *Ozyazgan I., Eskitascioglu T., Baykan H., Coruh A.* Repair of traumatic orbital wall defects using conchal cartilage // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2006. — Vol. 117, № 4. — P. 1269–1276.
139. *Panossian A., Garner W.* Polytetrafluoroethylene facial implants: 15 years later // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2004. — Vol. 113, № 1. — P. 347–349.
140. *Park D. J., Garibaldi D. C.* et al. Smooth nylon foil (SupraFOIL) orbital implants in orbital fractures: a case series of 181 patients // *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.* — 2008. — Vol. 24, № 4. — P. 266–270.
141. *Patel P. J., Rees H. C., Oliver J. M.* Fibrovascularization of porous polyethylene orbital floor implants in humans // *Arch. Ophthalmol.* — 2003. — Vol. 121, № 3. — P. 400–403.
142. *Persons B. L., Wong G. B.* Transantral endoscopic orbital floor repair using resorbable plate // *J. Craniofac. Surg.* — 2002. — Vol. 13, № 3. — P. 483–488.
143. *Piecuch J. F.* Extraskelatal implantation of porous hydroxyapatite ceramic // *J. Dental Res.* — 1982. — Vol. 61, № 12. — P. 1458–1460.
144. *Polley J. W., Ringler S. L.* The use of Teflon in orbital floor reconstruction following blunt facial trauma: a 20-year experience // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1987. — Vol. 79, № 1. — P. 39–43.
145. *Putterman A. M., Millman A. L.* Custom orbital implant in the repair of late posttraumatic enophthalmos // *Amer. J. Ophthalmol.* — 1989. — Vol. 108, № 2. — P. 153–159.
146. *Rallis G., Mourouzis C., Papakosta V.* et al. Reasons for miniplate removal following maxillofacial trauma: a 4-year study // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 2006. — Vol. 34, № 7. — P. 435–439.
147. *Rauso R., Tartaro G., Stea S.* et al. Plates removal in orthognathic surgery and facial fractures: when and why // *J. Craniofac. Surg.* — 2011. — Vol. 22, № 1. — P. 252–254.
148. *Reedy B. K., Pan F., Kim W. C.* et al. Properties of coralline hydroxyapatite and expanded polytetrafluoroethylene membrane in the immature craniofacial skeleton // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1999. — Vol. 103, № 1. — P. 20–26.
149. *Rinna C., Reale G., Foresta E., Mustazza M. C.* Medial orbital wall reconstruction with swine bone cortex // *J. Craniofac. Surg.* — 2009. — Vol. 20, № 3. — P. 881–884.
150. *Ripamonti U., Crooks J., Rueger D. C.* Induction of bone formation by recombinant human osteogenic protein-1 and sintered porous hydroxyapatite in adult primates // *Plast. Reconstr. Surg.* — 2001. — Vol. 17, № 4. — P. 977–988.
151. *Romano J. J., Iliff N. T., Manson P. N.* Use of Medpor porous polyethylene implants in 140 patients with facial fractures // *J. Craniofac. Surg.* — 1993. — Vol. 4, № 3. — P. 142–147.
152. *Roth A., Desmangles P., Rossillion B.* Le traitement précoce des impotences musculaires secondaires aux fractures du plancher de l'orbite // *J. Fr. Ophthalmol.* — 1999. — Vol. 22, № 6. — P. 645–650.
153. *Roux F. X., Brasnu D., Loty B.* et al. Madreporic coral: a new bone graft substitute for cranial surgery // *J. Neurosurg.* — 1988. — Vol. 69, № 4. — P. 510–513.
154. *Rubin P. A., Bilyk J. R., Shore J. W.* Orbital reconstruction using porous polyethylene sheets // *Ophthalmology.* — 1994. — Vol. 101, № 10. — P. 1697–1708.
155. *Sailer H. F., Kolb E.* Application of purified bone morphogenetic protein (BMP) preparations in cranio-maxillo-facial surgery. Reconstruction in craniofacial malformations and post-traumatic or operative defects of the skull with lyophilized cartilage and BMP // *J. Craniomaxillofac. Surg.* — 1994. — Vol. 22, № 4. — P. 191–199.
156. *Sakakibara S., Hashikawa K., Terashi H., Tahara S.* Reconstruction of the orbital floor with sheets of autogenous iliac cancellous bone // *J. Oral Maxillofac. Surg.* — 2009. — Vol. 67, № 5. — P. 957–961.

157. Schmidt B. L., Lee C., Young D. M., O'Brien J. Intraorbital squamous epithelial cyst: an unusual complication of Silastic implantation // J. Craniofac. Surg. — 1998. — Vol. 9, № 5. — P. 452–455.
158. Seymour P. E., Krein H. M., Leventhal D. D. et al. Orbital floor reconstruction using porcine small intestinal submucosa // Med. Sci. Monit. — 2008. — Vol. 14, № 11. — P. 227–230.
159. Siniković B., Kramer F. J., Swennen G. et al. Reconstruction of orbital wall defects with calcium phosphate cement: clinical and histological findings in a sheep model // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. — 2007. — Vol. 36, № 1. — P. 54–61.
160. Siritongtaworn P. Correction of severe enophthalmos with titanium mesh // J. Med. Assoc. Thai. — 2001. — Vol. 84, Suppl. 2. — P. 485–490.
161. Slade C. S. Bone grafts in orbital reconstruction // Int. Ophthalmol. Clin. — 1995. — Vol. 35, № 1. — P. 47–56.
162. Steinsapir K. D. Aesthetic and restorative midface lifting with hand-carved, expanded polytetrafluoroethylene orbital rim implants // Plast. Reconstr. Surg. — 2003. — Vol. 111, № 5. — P. 1727–1737.
163. Stewart M. G., Patrinely J. R., Appling W. D., Jordan D. R. Late proptosis following orbital floor fracture repair // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg. — 1995. — Vol. 121, № 6. — P. 649–652.
164. Su G. W., Harris G. J. Combined inferior and medial surgical approaches and overlapping thin implants for orbital floor and medial wall fractures // Ophthal. Plast. Reconstr. Surg. — 2006. — Vol. 22, № 6. — P. 420–423.
165. Taban M., Nakra T., Mancini R. et al. Orbital wall fracture repair using Seprafilm // Ophthal. Plast. Reconstr. Surg. — 2009. — Vol. 25, № 3. — P. 211–214.
166. Talesh K. T., Babaee S., Vahdati S. A., Tabeshfar Sh. Effectiveness of a nasoseptal cartilaginous graft for repairing traumatic fractures of the inferior orbital wall // Brit. J. Oral Maxillofac. Surg. — 2009. — Vol. 47, № 1. — P. 10–13.
167. Tercan M. Thin Silastic sheet for orbital floor repair // Plast. Reconstr. Surg. — 1995. — Vol. 96, № 5. — P. 1238–1239.
168. Thorén H., Snäll J., Hallermann W. et al. Policy of routine titanium miniplate removal after maxillofacial trauma // J. Oral Maxillofac. Surg. — 2008. — Vol. 66, № 9. — P. 1901–1904.
169. Villarreal P. M., Monje F., Morillo A. J. et al. Porous polyethylene implants in orbital floor reconstruction // Plast. Reconstr. Surg. — 2002. — Vol. 109, № 3. — P. 877–885.
170. Waite P. D., Clanton J. T. Orbital floor reconstruction with lyophilized dura // J. Oral Maxillofac. Surg. — 1988. — Vol. 46, № 9. — P. 727–730.
171. Warrier S., Prabhakaran V. C., Davis G., Selva D. Delayed complications of silicone implants used in orbital fracture repairs // Orbit. — 2008. — Vol. 27, № 3. — P. 147–151.
172. Wiener E., Kolk A., Neff A. et al. Evaluation of reconstructed orbital wall fractures: high-resolution MRI using a microscopy surface coil versus 16-slice MSCT // Eur. Radiol. — 2005. — Vol. 15, № 6. — P. 1250–1255.
173. Wood G. Inion biodegradable plates: the first century // Brit. J. Oral Maxillofacial Surg. — 2006. — Vol. 44, № 1. — P. 38–41.
174. Xu J. J., Teng L., Jin X. L. et al. Porous polyethylene implants in orbital blow-out fractures and enophthalmos reconstruction // J. Craniofac. Surg. — 2009. — Vol. 20, № 3. — P. 918–920.
175. Yaremchuk M. J., Del Vecchio D. A., Fiala T. G., Lee W. P. Microfixation of acute orbital fractures // Ann. Plast. Surg. — 1993. — Vol. 30, № 5. — P. 385–397.
176. Yaremchuk M. J. Facial skeletal reconstruction using porous polyethylene implants // Plast. Reconstr. Surg. — 2003. — Vol. 111, № 6. — P. 1818–1827.
177. Yavuzer R., Tuncer S., Basterzi Y. et al. Reconstruction of orbital floor fracture using solvent-preserved bone graft // Plast. Reconstr. Surg. — 2004. — Vol. 113, № 1. — P. 34–44.
178. Ye J., Kook K. H., Lee S. Y. Evaluation of computer-based volume measurement and porous polyethylene channel implants in reconstruction of large orbital wall fractures // Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. — 2006. — Vol. 47, № 2. — P. 509–513.

TREATMENT OF ORBITAL FLOOR “BLOW-OUT” FRACTURES. PART 3: CHARACTERISTICS OF TRANSPLANT MATERIALS USED

Astakhov Yu. S., Nikolaenko V. P.

✧ **Summary.** The review is dealing with the comparative analysis of advantages and disadvantages of main materials designed to close orbital wall defects.

✧ **Key words:** orbital floor; “blow-out” fracture; autotransplants; allotransplants; explants; xenotransplants.

Сведения об авторах:

Николаенко Вадим Петрович — доктор медицинских наук, профессор кафедры оториноларингологии и офтальмологии медицинского факультета Санкт-Петербургского государственного университета, заведующий отделением микрохирургии глаза № 1 Городской многопрофильной больницы № 2. 194354, Санкт-Петербург, Учебный пер., 5. E-mail: dr.nikolaenko@mail.ru.

Астахов Юрий Сергеевич — д. м. н., профессор, заведующий кафедрой офтальмологии. Кафедра офтальмологии СПбГМУ им. акад. И. П. Павлова. 197089, Санкт-Петербург, ул. Л. Толстого, д. 6–8, корпус 16. E-mail: astakhov@spmu.rssi.ru.

Nikolaenko Vadim Petrovich — the doctor of medical sciences, the professor of chair of otorhinolaryngology and ophthalmology of medical faculty of the St.-Petersburg state university, managing branch of microsurgery of an eye № 1. City versatile hospital № 2. 194354, Saint-Petersburg, Uchebny st., 5. E-mail: dr.nikolaenko@mail.ru.

Astakhov Yuri Sergeevich — MD, doctor of medical science, professor, head of the department. Department of Ophthalmology of the I. P. Pavlov State Medical University. 197089, Saint-Petersburg, Lev Tolstoy st., 6–8, building 16. E-mail: astakhov@spmu.rssi.ru.