ИСТОРИЯ, СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ МЕТОДОВ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА

Беленький И.Г.^{1,2}, Сергеев Г.Д.¹, Гудзь Ю.В.³, Григорян Ф.С.²

¹СПб ГБУЗ «Александровская больница», Санкт-Петербург, e-mail: belenkiy.trauma@mail.ru;

²ФГБОУ ВПО «ПСПбГМУ им. акад. И.П. Павлова» Минздрава России, Санкт-Петербург;

³ФГБУ ВЦЭРМ им. А.М. Никифорова МЧС России, Санкт-Петербург

Цель исследования: на основании изучения исторических аспектов развития определить дальнейшие пути совершенствования теории и практики на костного остеосинтеза. Авторы систематизировали данные, касающиеся истории развития на костного остеосинтеза. Описаны начальные этапы становления оперативной травматологии, методики, применявшиеся пионерами остеосинтеза. Рассмотрены прототипы современных металлоконструкций и их эволюция с течением времени в связи с развитием науки и технологий. Разобраны предпосылки к формированию современных принципов на костного остеосинтеза. Описана эволюция взглядов на биологическую составляющую остеосинтеза, которая в результате привела к созданию современной концепции минимально инвазивного остеосинтеза. Проанализированы исследования, направленные на сравнение результатов остеосинтеза различными металлоконструкциями. Также приведены последние литературные данные, посвященные наиболее современным методикам на костного остеосинтеза. Определены дальнейшие пути эволюции взглядов на проблему на костного остеосинтеза, совершенствования существующих имплантатов и техники их установки.

Ключевые слова: история остеосинтеза, на костный остеосинтез, минимально инвазивный остеосинтез пластинами.

HISTORY, MODERN STATE AND PERSPECTIVES OF DEVELOPMENT OF PLATE INTERNAL FIXATION METHODS

Belenkiy I.G.^{1,2}, Sergeev G.D.¹, Gudzy Y.V.³, Grigoryan F.S.²

¹Alexandrovskiy city hospital, Saint-Petersburg, e-mail: belenkiy.trauma@mail.ru;

²Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, Saint Petersburg;

³The Federal State Budgetary Institute «The Nikiforov Russian Center of Emergency and Radiation Medicine», Saint Petersburg

Objectives: to determine the ways of further development of theoretical and practical aspects of internal plate fixation, based on historical data. Authors systematized historical data concerning plate osteosynthesis. The beginnings of trauma surgery and surgical methods of fracture management of this period were described. Prototypes of modern plates and their development were reviewed in connection with progress in science and technology. Authors discussed prerequisites for developing principles of fracture management with different types of plates. Studies concerning different methods of osteosynthesis were analyzed. Also the most recent studies of modern methods of plate osteosynthesis were discussed. The ways of further development of internal fixators and implantation techniques were determined.

Keywords: history of osteosynthesis, plate osteosynthesis, MIPO.

В настоящее время основным методом лечения абсолютного большинства переломов является остеосинтез. Сегодня имеется возможность выполнения остеосинтеза переломов одной и той же локализации как интрамедуллярными фиксаторами, так и пластинами. Теория и практика остеосинтеза находятся в постоянном развитии. При этом, если в области интрамедуллярного остеосинтеза можно констатировать достижение определённого уровня развития технологии, после которого идёт только совершенствование отдельных частных деталей дизайна имплантатов и хирургической техники, то на костный остеосинтез развивается бурными темпами. Всё больше и больше значения придаётся биологической

составляющей остеосинтеза. Вследствие этого совершенствуются как дизайн пластин, так и техника их имплантации.

Цель исследования: на основании изучения исторических аспектов развития определить дальнейшие пути совершенствования теории и практики костного остеосинтеза.

Начальный этап развития костного остеосинтеза. На всём протяжении своей истории, вплоть до второй половины XIX века, для лечения переломов костей человечество применяло иммобилизацию, вытяжение и ампутации. До наступления эры хирургического лечения переломов иммобилизация суставов выше и ниже травмированного сегмента с помощью внешнего шинирования применялась для большинства переломов длинных костей конечностей, за исключением переломов бедренной кости. В этом случае основным методом лечения являлось скелетное вытяжение. В прошлом открытые и огнестрельные переломы не поддавались стандартным методам лечения в связи с ассоциированным повреждением мягких тканей и сложностью в предотвращении развития сепсиса. Обычно вариантом выбора в подобных случаях была ампутация. Об этом говорят Lakatos R. et al. (2007) [27].

Концепция внутренней фиксации переломов зародилась в середине XIX века, в 1860-х годах Joseph Lister предложил открытую репозицию и внутреннюю фиксацию переломов надколенника [30]. В 1861 г. Samuel Cooper из Сан-Франциско использовал шов из серебряной проволоки для лечения перелома надколенника [37]. Дата первого использования пластин, винтов и проволоки для внутренней фиксации переломов неизвестна. В своей книге Müller M.E., Bandi W. et al. (1992) сообщают, что в работах Ernst Julius Gurlt от 1862 г. описаны случаи открытой репозиции переломов с попытками остеосинтеза винтами и проволокой [34]. Однако в то время хирургическое лечение осложнялось многочисленными факторами, такими как инфекция, несовершенство имплантатов, методов и техники, аллергические реакции. Кроме того, у хирургов отсутствовало понимание биологии и механики сращения перелома [27]. Первая книга, посвященная остеосинтезу, “*Traité de l’immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures*”, была опубликована в 1870 г. Ее автор, Laurent Jean Baptiste Béranger-Féraud, французский военно-морской врач и адмирал Французского Флота, собрал данные о более чем 400 случаях оперативного лечения переломов. К этому времени уже начали совершаться первые шаги в вопросе профилактики интраоперационного инфицирования ран (проведение оперативного вмешательства в парах карболовой кислоты или фенола, стерилизация хирургических инструментов паром, применение резиновых перчаток) [5,6]. В период с 1870 по 1886 год возможности остеосинтеза переломов ограничивались проволокой, штифтами из слоновой кости и примитивными вариантами наружной фиксации. Из-за невозможности визуализации

перелома рентгенологическими методами оперативное лечение преимущественно применялось к переломам костей, расположенным «подкожно», то есть к тем, которые можно было легко пропальпировать (надколенник, локтевой отросток, ключица и нижняя челюсть). Как пишет в своей статье Bartoníček J. (2010), немецкий хирург Carl Hansmann был первым, кто в 1886 году опубликовал работу, в которой описывал остеосинтез перелома пластиной [5]. Heinrich Bircher, хирург из Берна, (Швейцария), в 1887 написал большую статью, посвященную интрамедуллярному остеосинтезу диафизарных переломов бедренной и большеберцовой кости штифтами из слоновой кости и переломов метафиза большеберцовой костей зажимами из слоновой кости [7].

Открытие в 1895 году рентгеновских лучей положило начало новой эре в травматологии [5]. Возможность более точной диагностики переломов и вывихов, а также оценки процессов костного сращения и исхода послужило толчком к стремительному развитию методов, техник и материалов, используемых при остеосинтезе. На момент открытия Вильгельма Конрада Рентгена хирурги применяли имплантаты, изготовленные из разнообразных материалов, преимущественно из слоновой кости и металла (бронзы, серебра, золота, свинца, меди, латуни, стали и алюминия). Все эти материалы не соответствовали выдвигаемым требованиям в плане механической прочности и устойчивости к коррозии [5]. Эта проблема была решена использованием нержавеющей стали. Несмотря на то, что сталь была изобретена до Первой Мировой войны, для производства имплантатов ее начали применять значительно позже [49].

В начале XX века использование пластин для остеосинтеза стало активно набирать популярность в США. Многие авторы описывали в своих работах результаты лечения пациентов этим методом [5]. Отдельно стоит отметить труд William O'Neil Sherman (1912, 1926), который уже в то время использовал для изготовления пластин ванадиевую сталь, самонарезающие и бикортикальные винты [45, 46]. В 1914 году Harry M. Sherman издал несколько значимых работ, посвященных влиянию имплантатов на ткани, а также оценке возможности внутрисуставного расположения пластин и винтов [44]. Популяризации внутренней фиксации переломов пластинами и винтами в Европе способствовали работы William Arbuthnot Lane и Albin Lambotte, а затем и Ernest William Hey Groves [5]. В частности, Albin Lambotte (1913) разработал несколько пластин собственного дизайна, одна из которых являлась предызогнутой [28].

Эпоха внедрения накостного остеосинтеза в широкую хирургическую практику. Следующий значимой вехой в развитии накостного остеосинтеза стало осознание в 1949 Robert Danis необходимости межфрагментарной компрессии. Он добился этого разработкой пластины, которую назвал «coapteur». Эта пластина способствовала уменьшению

подвижности отломков и увеличению стабильности фиксации за счет создания компрессии между отломками кости, путем затягивания специального винта, расположенного на одном из концов пластины [10]. В 1956 в работах Bagby G.W., Janes J.M. описывается пластина с отверстиями, дизайн которых позволяет создавать межфрагментарную компрессию между отломками по мере затягивания винтов [4]. В это время в 1958 году швейцарские хирурги, наиболее выдающимися из которых были Martin Allgöwer, Maurice E. Müller, Hans Willenegger и Robert Schneider, формируют «Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen» (Association for the Study of Internal Fixation) – AO/ASIF. В 1963 году Martin Allgöwer основывает Лабораторию Экспериментальной Хирургии (Forschungsinstitut) в Давосе (Швейцария) и начинает совместную работу с Robert Mathys и Fritz Straumann по разработке и внедрению в практику имплантатов и хирургических инструментов, используемых при лечении переломов [16]. К этому времени основателями AO/ASIF были сформированы основополагающие принципы оперативного лечения переломов:

- Анатомичная репозиция отломков.
- Стабильная внутренняя фиксация.
- Предотвращение расстройств кровообращения фрагментов кости и мягких тканей.
- Ранняя мобилизация конечности и пациента в целом [32].

В 1965 году Müller M.E. et al. предложили использование специального устройства для создания межфрагментарной компрессии [33]. Пластина, использование которой предусматривала эта технология, была тяжелее и толще, чем разработанная Robert Danis, в связи с этим вскоре от нее отказались в пользу пластины, отверстия в которой были сходны по дизайну с пластиной Bagby G.W. Этот новый имплантат получил название динамической компрессирующей пластины (Dynamic Compression Plate – DCP) [40]. К преимуществам пластины DCP можно отнести низкую частоту несращений, стабильную внутреннюю фиксацию без необходимости дополнительной внешней иммобилизации, что, в свою очередь, позволяло начать раннюю мобилизацию смежных суставов [47]. Несмотря на очевидные преимущества своей разработки, изобретатели пластины DCP продолжали искать пути для улучшения металлоконструкции. Вероятно, это было связано с определенными недостатками данной пластины, которые включали в себя замедленную консолидацию, а также сохраняющуюся и выявляемую микроскопически щель перелома, которая после удаления пластины служила точкой аккумуляции напряжения и причиной возникновения повторных переломов. Еще одним её недостатком являлось истончение кортикального слоя кости под пластиной. Кроме того, отсутствие костной мозоли при остеосинтезе пластиной DCP ограничивало возможности хирургов рентгенологически оценить процесс сращения перелома. В свете опасности рефрактуры после удаления пластины Müller M.E. et al.

предложили удалять металлоконструкции не раньше, чем через 15–18 месяцев после остеосинтеза [33]. Однако исследования Kessler S.B. et al. (1992) доказали, что повторные переломы могут произойти даже при удалении пластины на сроке в среднем 20,1 месяц от даты остеосинтеза [24]. В качестве возможных причин рефрактур после удаления пластин были выдвинуты две гипотезы. Согласно первой, это осложнение возникало вследствие недостаточной жесткости конструкции. В связи с этим было предложено использование двух пластин. Однако, это не решило проблемы рефрактур. Вторая теория, сформулированная Perren S.M. et al. (1988), предполагала, что истончение костной ткани и рефрактуры происходят из-за некроза кортикального слоя вследствие избыточного контакта пластины с костью, что нарушает кортикальный кровоток [47, 39]. Основываясь на теории Perren S.M. et al., группа швейцарских ученых разработала пластину нового дизайна, призванную снизить площадь контакта пластины с костью и тем самым уменьшить истончение кортикального слоя [47]. Эта пластина получила название динамической компрессирующей пластины с ограниченным контактом (limitedcontact-dynamiccompressionplate – LC-DCP). По данным Gautier E., Perren S.M. (1992), разработчики пластины утверждали, что применение их металлоконструкции снижает площадь контакта пластины с костью примерно на 50 % [15]. Однако, Field J.R. et al. (1997) провели исследования на трупном материале и измерили площадь контакта пластины с костью у пластин DCP и LC-DCP и обнаружили отсутствие достоверных различий в площади контакта сравниваемых металлоконструкций [12]. В 1999 году Jain R. et al. опубликовали свои результаты измерений кровотока в кортикальном слое большеберцовых костей собак, с фиксированным к ним пластинам DCP и LC-DCP с помощью флоуметрии по Допплеру. Согласно их данным, разницы в объеме кровотока в двух исследуемых группах обнаружено не было, что подтверждало исследования Field J.R. et al. Авторы также не обнаружили достоверных различий в биомеханической прочности костей исследуемых групп [23].

Тем не менее накостный остеосинтез с достижением межфрагментарной компрессии оставался наиболее популярной методикой лечения переломов. Uhthoff H.K. et al. (2006) приводят данные многочисленных публикаций того времени, которые свидетельствовали об успешности данной методики. Andersen L.D. et al. (1975) описывают 244 случая переломов костей предплечья, для лечения которых применялась пластина DCP, и сообщают о 97,9 % (лучевая кость) и 96,3 % (локтевая кость) частоте сращения в сроки 6,0–8,8 недель [2]. Chapman et al. (1989) в своей работе докладывают о 117 пациентах, перенесших операцию остеосинтеза костей предплечья пластиной DCP. Сращение наступило в 97 % случаев в среднем за 12 недель [9]. 114 случаев остеосинтеза пластиной LC-DCP переломов костей верхней конечности описано в работе McKee M.D. et al. (1995). По данным этих авторов,

сращение переломов наблюдалось в 97,3 % случаев, срок сращения составлял в среднем 10,7 недель [31]. Gupta R.et al. (2000) в своей статье сообщают о 51 пациенте с переломом плечевой кости. Накостный остеосинтез был осуществлен пластиной LC-DCP. Сращение перелома наступило, в среднем, за 2,5 месяца и констатировано в 94,1 % случаев [17].

Биологический остеосинтез и пластины с угловой стабильностью. Теория необходимости анатомичной репозиции и межфрагментарной компрессии при остеосинтезе пластинами господствовала до тех пор, пока не появилась концепция биологического остеосинтеза [47]. Van Frank Haasnoot E.et al. (1995) заметили, что появление костной мозоли – хороший признак, признак своевременной и правильной реакции организма. Этим утверждением они отрицали обязательность жесткой внутренней фиксации с межфрагментарной компрессией. Эта теория привела к появлению пластины с точечным контактом (point-contactfixator – PC-Fix), предусматривавшей монокортикальную фиксацию пластины винтами к кости, при этом резьба, нанесенная на головки винтов и отверстия пластины, обеспечивала угловую стабильность конструкции [48]. Naas N.et al. (2001) в своей работе приводят данные о результатах лечения 387 пациентов с переломами костей предплечья пластиной PC-Fix и сообщают о том, что в 91,7 % случаев сращение наступило в течение 4 месяцев. При этом в 7 случаях из 150 произошла рефрактура после удаления имплантата на сроке 13 месяцев [18]. Hertel R.et al. (2001) докладывают о том, что у 83 пациентов сращение переломов костей предплечья наступило в 91 % случаев, срок сращения авторы не указывают. Они также отмечают, что в двух случаях произошла рефрактура после удаления металлоконструкции на сроке в среднем 10,3 месяца [19]. Исследование, посвященное сравнению клинических результатов лечения 125 переломов костей предплечья пластинами LC-DCP и PC-Fix, было опубликовано Leung F. и Chow S.P. (2003). Авторы приходят к выводу о том, что эти имплантаты одинаково эффективны: 62 % переломов срослись к 16 неделе наблюдений, 82 % – к 20 неделе, 93 % – к 24 неделе [29]. Таким образом, по мнению Uhthoff H.K. et al. (2006), сниженная площадь контакта пластины с костью, монокортикальная фиксация пластины винтами и отсутствие межфрагментарной компрессии не позволили значительно улучшить клинические результаты. Снижение площади контакта пластины с костью не решило проблему замедленной консолидации. Более того, на основании клинических данных, сращение в случае остеосинтеза пластиной DCP наступало раньше, чем в случае применения пластины PC-Fix [47].

В 1990 году появляется новая разработка – пластина с угловой стабильностью винтов (locking compression plate – LCP). FriggR. (2001) отмечает, что данная пластина является попыткой объединить в себе преимущества пластин-предшественниц DCP и PC-Fix[14]. Seemab M.et al. (2014) сообщают о том, что пластина LCP была призвана свести к минимуму

негативное влияние имплантата на периостальный кровоток. При этом блокирование винтов в имплантате придаёт конструкции угловую стабильность, что способствует биологическому сращению перелома [43]. Ряд работ, посвященных сравнительному анализу результатов лечения переломов костей плеча и предплечья пластинами DCP и LCP, показал отсутствие достоверных различий в сроках сращения в зависимости от применяемого имплантата. Так, в статье Ibrahim A. et al. (2013) описано ретроспективное исследование 42 пациентов с переломами диафиза костей предплечья. 22-м из них выполнен остеосинтез пластиной LCP, 20 – пластиной DCP. Сращение в первой группе наступило в среднем к 15 неделе, во второй – к 17 неделе. В каждой из групп у одного пациента отмечалась замедленная консолидация перелома [21]. Kumar S.A. et al. (2014) в своей статье ретроспективного анализа результатов лечения 212 пациентов с переломами диафиза плечевой кости. В 102 случаях применялась пластина LC-DCP, а в 110 – пластина LCP. Авторы отмечают, что сращение наступило в первой группе через $17,2 \pm 6,8$ недель, во второй через – $15,8 \pm 5,1$ недель. При этом достоверных различий в частоте встречающихся осложнений получено не было [26].

Развитие концепции биологического остеосинтеза привело к пониманию необходимости максимального сохранения мягких тканей в области перелома при минимальной экспозиции зоны перелома, что создавало оптимальные биологические условия для консолидации. Эта методика стала известна как миниинвазивный остеосинтез [38]. Новая концепция предполагала разработку имплантатов и хирургической техники, позволявших реализовать на практике миниинвазивную фиксацию переломов. Появившаяся в результате система LISS (Less Invasive Stabilization System) способствовала достижению поставленных целей. Применение LISS предусматривало использование специальных направителей, что позволяло проводить винты из проколов кожи, использовались самосверлящие и самонарезающие винты, таким образом размер хирургического доступа уменьшался. Сходящиеся и расходящиеся направления винтов в сочетании с блокированием их в пластине LISS обеспечивали угловую стабильность конструкции. Пластина LISS является предызогнутой и используется для лечения переломов дистального отдела бедренной кости и проксимального отдела большеберцовой кости. С одной стороны, это облегчает имплантацию, но с другой, ограничивает возможности ее применения при лечении переломов других локализаций. Система LISS сочетает в себе преимущества, характерные для пластин с угловой стабильностью, с плюсами миниинвазивного остеосинтеза. Однако есть и недостатки, среди которых необходимость проведения винтов в заданном направлении, в то время как традиционные металлоконструкции предоставляют хирургу возможность менять направление винта в зависимости от клинической ситуации [43]. К

недостаткам также можно отнести высокие требования данной системы к мануальным навыкам хирурга и техническому обеспечению [8].

Помимо системы LISS, концепция миниинвазивного остеосинтеза была успешно перенесена и на другие пластины LCP, которые, в отличие от LISS, могли быть использованы при лечении переломов различных локализаций. Об этой технике в своей работе в 2003 году упоминает Wagner M. [50]. Разработка направляющих устройств для предызогнутых пластин LCP позволила хирургам применять миниинвазивную технику при остеосинтезе переломов практически любой локализации [25]. Удаленность хирургического доступа от зоны перелома дает возможность осуществлять оперативное вмешательство в случаях высокоэнергетических травм и переломов с обширным повреждением мягких тканей [38].

В настоящее время миниинвазивный остеосинтез является методом выбора в большинстве случаев переломов длинных костей конечностей. Продолжающееся совершенствование хирургической техники и дизайна имплантатов с угловой стабильностью винтов положило начало очередной волне популярности накостного остеосинтеза пластинами в аспекте миниинвазивной хирургии. С современными пластинами LCP совместимы любые типы винтов, как по отдельности, так и при комбинированном использовании. Тем не менее решение о методе фиксации перелома для достижения необходимой стабильности (абсолютной или относительной) все еще остается за оперирующим хирургом. Минимизация интраоперационной травмы мягких тканей привела к снижению количества осложнений, особенно в сложных случаях. Тем не менее, должна проводится максимально объективная оценка необходимости и возможности выполнения миниинвазивного вмешательства в каждом конкретном случае [35, 36]. Hohmann E. et al. в 2016 г. провели сравнительный анализ восьми проспективных рандомизированных исследований с целью сравнения результатов миниинвазивного накостного остеосинтеза переломов диафиза плечевой кости и остеосинтеза пластиной после открытой репозиции или интрамедуллярным стержнем. По данным авторов, миниинвазивная техника достоверно позволяет достичь лучших клинических результатов по сравнению с альтернативными методами. Частота послеоперационных осложнений при миниинвазивном вмешательстве была также достоверно ниже [20].

Эластичные конструкции и биodeградируемые имплантаты. В условиях разнообразия современных материалов происходит постоянный поиск более совершенных вариантов пластин и винтов. Эластичная фиксация, при которой сохраняется возможность к чрезмерному сгибанию, сжатию и растяжению в зоне перелома, нежелательна, так как ведет к замедленной консолидации или несращению [47]. При этом излишне жесткие пластины

берут на себя большую часть осевой нагрузки на кость, что приводит к снижению стимуляции, необходимой для нормального посттравматического остеогенеза с сохранением массы костной ткани. Эти факторы определили фундаментально новый подход к проблеме истончения кортикального слоя кости под пластиной и замедленной консолидации. Для того, чтобы сохранять прочность, кость должна испытывать динамическую нагрузку. Более того, для консолидации перелома природа должна «чувствовать» нарушение непрерывности кости. Первичное костное сращение, происходящее в случае абсолютной стабильности в зоне перелома, напоминает физиологическое ремоделирование. Это медленный процесс, значительно более медленный, чем сращение перелома при фиксации менее жесткой металлоконструкцией. Единственное решение – создание пластин, которые бы обеспечивали фиксацию с сохранением допустимой микроподвижности в зоне перелома. Более того, данная микроподвижность должна быть возможна исключительно по оси кости, то есть дизайн металлоконструкции должен исключать возможность любых других нежелательных движений в зоне перелома [47]. Эти идеи были реализованы при создании пластины AFR (axially flexible plate). В 1997 г. эта разработка была описана в работе Foux A. et al. В новых пластинах предусматривалась прокладка из эластичного материала (полиметилметакрилата – ПММА), которая помещалась между винтом и отверстием пластины и сжималась при осевой нагрузке, возвращаясь в исходное состояние после ее снятия. Эта металлоконструкция обеспечивала истинную динамическую компрессию в зоне перелома. Исследование на биологических моделях, осуществленное Foux A. et al. показало, что сращение перелома наступало быстрее по сравнению со сроками сращения при остеосинтезе традиционными имплантатами. Рентгенологически производилась оценка развития периостальной мозоли, а гистологические исследования подтвердили раннее возникновение соединительнотканых перемычек между отломками [13].

Backman D. et al. в своей работе, опубликованной в 2004 г., пошли дальше и попытались создать пластину (ACP – axially compressible plate), в которой описанные выше прокладки были изготовлены из биodeградируемого материала – полимолочной кислоты. Предполагалось, что нагрузка на кость будет равномерно увеличиваться по мере ее перехода с пластины при разложении полимолочной кислоты в условиях человеческого организма [3]. Однако проведенные Poitras P., Backman D. et al. (2004) исследования показали, что прокладки из полимолочной кислоты разрушаются в организме слишком быстро, что приводит к возникновению нестабильности металлоконструкции и последующей замедленной консолидации. Авторы отмечают, что на данный момент полимолочная кислота по своим свойствам не позволяет использовать ее в конструкции пластин такого типа [42].

Помимо пластин, обеспечивающих контролируемую микроподвижность в зоне перелома, в 2010 г. Döbele S., Horn C. et al. в своей статье описывают динамический винт с угловой стабильностью (DLS – dynamic locking screw). Этот винт совместим с пластинами LCP и, по данным исследований авторов, уменьшает осевую жесткость металлоконструкции примерно на 16 %, увеличивая при этом микроподвижность отломков с 282 мкм (винт с угловой стабильностью) до 423 мкм (винт DLS) при осевой нагрузке в 150 Н. Авторы делают вывод о том, что уменьшение жесткости комплекса пластина-винт в случае применения винтов DLS не приводит к потере угловой стабильности и снижению общей прочности металлоконструкции [11]. Acklin Y.P. et al. в своей работе, опубликованной в 2016 г., анализируют клинические и рентгенологические результаты лечения 22 пациентов с переломами дистального отдела большеберцовой кости после их фиксации пластинами и винтами DLS. В большинстве случаев авторы констатировали сращение в среднем на сроке 3,1 месяца. На основании полученных данных был сделан вывод о том, что применение винтов DLS является перспективным методом уменьшения частоты несращений в случае переломов дистального метафиза большеберцовой кости [1]. По данным Pohlemann T. et al. (2015), винты DLS могут также с успехом применяться и при лечении переломов у пациентов, страдающих остеопорозом. В 2015 г. авторы опубликовали результаты сравнительного анализа свойств винтов DLS и обычных винтов с угловой стабильностью. Исследование проводилось *in vitro* на костных моделях. Из полученных результатов следует, что винты DLS по сравнению с обычными винтами с угловой стабильностью обладают большей устойчивостью к нагрузке на отрыв, меньше склонны к миграции по оси, обеспечивают значительно меньшую осевую жесткость конструкции при большей микроподвижности отломков в зоне перелома. Таким образом, авторы предполагают, что путем использования винтов DLS *in vivo* при остеосинтезе переломов у пациентов, страдающих остеопорозом, можно повысить надежность фиксации и снизить риск миграции металлоконструкции [41].

Биодеградируемые материалы в настоящее время используются не только в сочетании с металлоконструкциями. Из них производятся имплантаты, которые используются для внутренней фиксации переломов различных локализаций. В соответствии с работой Ibrahim A.M.S. et al. (2015) на данный момент существуют конструкции из полимолочной кислоты и имплантаты, созданные на основе шелка. Авторы сообщают, что в современной травматологии из биодеградируемых имплантатов наибольшую популярность среди хирургов имеют винты, штифты и анкерные системы. Также отмечается, что данные имплантаты могут применяться на ограниченном количестве локализаций, преимущественно это переломы костей челюстно-лицевой области, переломы костей кисти и других мелких

трубчатых костей, переломы наружной, внутренней лодыжек. По данным авторов, имплантаты из биodeградируемых материалов имеют меньшую механическую прочность по сравнению с теми, что изготовлены из металла. С другой стороны, это свойство позволяет добиться биологического сращения перелома за счет сохранения микроподвижности отломков. К недостаткам имплантатов из полимолочной кислоты и шелка стоит отнести непредсказуемое время разложения в организме пациента, что иногда приводит к несостоятельности фиксации перелома, возможные аллергические или воспалительные реакции на сам имплантат или на продукты его распада, признаки периимплантного остеолитизиса (более характерно для изделий из полимолочной кислоты). По мнению авторов, несмотря на наличие недостатков, внутренняя фиксация переломов конструкциями из биodeградируемых материалов, с учетом технического прогресса, может в ближайшие годы стать надежным и эффективным способом лечения переломов различных локализаций, и биоразлагаемые пластины, винты и штифты станут полноценным аналогом традиционных металлоконструкций [22].

Заключение. Методы накостного остеосинтеза в последние десятилетия бурно развиваются. По мере совершенствования знаний в области биологии костного сращения изменяются как дизайн пластин, так и технология их имплантации. С течением времени всё больше и больше при выборе способа фиксации преимущество отдаётся минимально инвазивным модификациям накостного остеосинтеза. Для переломов метаэпифизарной локализации, а также подобных переломов, распространяющихся на диафиз, созданы предызогнутые пластины, которые не нуждаются в дополнительном моделировании. Тем не менее, травматологическое сообщество нуждается в более широкой линейке пластин для метаэпифизарных переломов различной локализации. При этом хирурги хотели бы иметь эти имплантаты с более низким профилем при неизменных механических характеристиках. Параллельно с появлением имплантатов нового дизайна будет совершенствоваться и техника их установки с разработкой новых модификаций хирургических доступов. Неоспоримые перспективы имеются также в развитии направления биodeградируемых имплантатов. В настоящее время область их применения ограничена в силу недостаточной механической прочности, однако после решения этой проблемы спектр применения биodeградируемых имплантатов значительно расширится. Таким образом, при взаимодействии хирургов с представителями технических специальностей можно ожидать значительный прогресс технологий накостного остеосинтеза в недалёком будущем.

Список литературы

1. Acklin Y.P. Clinical and radiologic outcomes associated with the use of dynamic locking screws (DLS) in distal tibia fractures /Acklin Y.P., Stöckle U., Sommer C. // Eur J Trauma Emerg Surg. – 2016 Jun. Vol. 3, № 42. – P. 351-356.
2. Andersen L.D. Compressionplate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna / Andersen L.D., Sisk D., Tooms R.E., Park W.I. III //J Bone Joint Surg Am. – 1975. № 57. – P. 287–297.
3. Backman D. Mechanical performance of a fracture plate incorporating bioresorbable inserts / Backman D., Uhthoff H., Poitras P., Schwamberger A. // J Bone Joint Surg Proceed Br. – 2004. Vol. III, № 86. – P. 300.
4. Bagby G.W. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate /Bagby G.W., Janes J.M. // Am J Surg. – 1958. № 95. – P. 761–771.
5. Bartoniček J. Early history of operative treatment of fractures /Bartoniček J. // Arch Orthop Trauma Surg. – 2010. № 130. – P. 1385–1396.
6. Bérenger-Féraud L.-J.-B.Traité de l'immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures /Bérenger-Féraud L.-J.-B. //Paris. Delahaye. – 1870. – P. 371.
7. Bircher H. Eineneue Methodeunmittelbarer Retention beiFracturen der Röhrenknochen. Langebecks Archiv / Bircher H. // Arch KlinChir. – 1887. № 34 – P. 410–422
8. Broos P.L.O. From unstable internal fixation to biological osteosynthesis a historical overview of operative fracture treatment /Broos P.L.O., Sermon A. //Actachirbelg. – 2004. № 104. – P. 396-400.
9. Chapman M.W. Compression-plate fixation of acute fractures of the diaphyses of the radius and ulna /Chapman M.W., Gordon J.E., Zissimos A.G. // J Bone Joint Surg Am. – 1989. № 71. – P. 159–169.
10. Danis R. Théorie et pratique de l'ostéosynthèse / Danis R. – Masson. Paris. 1949. – P. 298
11. Döbele S. The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness. /Döbele S., Horn C., Eichhorn S., Buchholtz A., Lenich A., Burgkart R., Nüssler A.K., Lucke M., Andermatt D., Koch R., Stöckle U. // Langenbecks Arch Surg. – 2010 Apr. Vol. 4, № 395. – P. 421-428.
12. Field J.R. Bone plate fixation: an evaluation of interface contact area and force of the dynamic compression plate (DCP) and the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP) applied to cadaveric bone / Field J.R., Hearn T.C., Caldwell C.B. // J Orthop Trauma. – 1997. № 11. – P. 368–373.
13. Foux A. Improved fracture healing with less rigid plates: a biomechanical study in dogs /Foux A., Yeadon A.J., Uhthoff H.K. // ClinOrthop. – 1997. № 339. – P. 232–245.
14. Frigg R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic

Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix) / Frigg R. // Injury. – 2001 Sep. Vol. 2, № 32. – P. 63-66.

15. Gautier E. Die limited contact dynamic compression plate (LC-DCP): Biomechanische Forschung als Grundlage des neuen Platten designs / Gautier E., Perren S.M. // Orthopäde. – 1992. № 21. – P. 11–23.

16. Greenhagen R.M. Internal fixation: a historical review. /Greenhagen R.M., Johnson A.R., Joseph A. // Clin Podiatr Med Surg. – 2011. № 28. – P. 607–618.

17. Gupta R. Limited contact dynamic compression in diaphyseal fractures of the humerus: good outcome in 51 patients /Gupta R., Raheja A., Sharma V. // Acta Orthop Scand. – 2000. № 71. – P. 471–474.

18. Haas N., Hauke C., Schütz M., Käb M., Perren S.M. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the point contact fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II) /Haas N., Hauke C., Schütz M., Käb M., Perren S.M. // Injury. – 2001. № 32. – P. 51–62.

19. Hertel R. Biomechanical and biological considerations relating to the clinical use of the point contact-fixator: evaluation of the device handling test in the treatment of diaphyseal fractures of the radius and/or ulna /Hertel R., Eijer H., Meisser A., Hauke C., Perren S.M. // Injury. – 2001. № 32. – P. 10–14.

20. Hohmann E. Minimally invasive plating versus either open reduction and plate fixation or intramedullary nailing of humeral shaft fractures: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials /Hohmann E., Glatt V., Tetsworth K. // J Shoulder Elbow Surg. – 2016 Oct. Vol. 10, № 25. – P. 1634-1642.

21. Ibrahim A. Effectiveness of Locking Versus Dynamic Compression Plates for Diaphyseal Forearm Fractures /Ibrahim A., Demirtas A., Yavuzuçar B., Bulut M., Alemdar C., Özkul E. // ORTHOPEDICS, Healio.com/Orthopedics. – 2013 July. Vol. 7, № 36. – P. 917-922.

22. Ibrahim A.M.S. Absorbable Biologically Based Internal Fixation / Ibrahim A.M.S., Koolen P.G.L., Kuylhe K., Perrone G.S., Kaplan D.L., Lin S.J. // Clin Podiatr Med Surg. – 2015. № 32. – P. 61–72.

23. Jain R. Influence of plate design on cortical bone perfusion and fracture healing in canine segmental tibial fractures / Jain R., Podworny N., Hupel T.M., Weinberg J., Schemitsch E.H. // J Orthop Trauma. – 1999. № 13. – P. 178–186.

24. Kessler S.B. Refractures: a consequence of impaired local bone viability / Kessler S.B., Deiler S., Schiffli-Deiler M., Uhthoff H.K., Schweiberer L. // Arch Orthop Trauma Surg. – 1992. № 111. – P. 96–101.

25. Krettek C. Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) using the DCS in

proximal and distal femoral fractures /Krettek C., Schandelmaier P., Miclau T., Tschern H. //Injury. –1997. № 28. – P. A20-A30.

26. Kumar S.A. Plate osteosynthesis of fractures of the shaft of the humerus: comparison of limited contact dynamic compression plates and locking compression plates / Kumar S.A., Narsaria N., Seth R.R. Garg S. // J Orthopaed Traumatol. – 2014. № 15. – P. 117–122.

27. Lakatos R. General Principles of Internal Fixation / R. Lakatos, M. Herbenick. // Medscape. 2007. URL: <http://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview>. (дата обращения: 26.08.2016).

28. Lambotte A. Chirurgie opératoire des fractures / Lambotte A. – Masson, Paris. 1913. – P. 561.

29. Leung F. A prospective, randomized trial comparing the limited contact dynamic compression plate with the point contact fixator for forearm fractures / Leung F., Chow S.P. //J Bone Joint Surg Am. – 2003. № 85. – P. 2343–2348.

30. Lister J. An address on the treatment of fracture of the patella / Lister J. //Br Med J. – 1883 Nov 3. Vol. 2, № 1192. – P. 855–860.

31. McKee M.D. The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases /McKee M.D., Seiler J.G., Jupiter J.B. // Injury. – 1995. № 26. – P. 661–666.

32. Müller M.E. Manual of Internal Fixation, 3rd ed. / Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H. – Berlin: Springer-Verlag.1992. – P. 754.

33. Müller M.E. Compression fixation with plates. In: Technique of internal fixation of fractures / Müller M.E., Allgöwer M., Willenegger H. // Berlin. Springer. 1965. – P. 47–51.

34. Müller M.E., Technique of Internal Fixation of Fractures / Müller M.E., Bandi W., Bloch H.R., Allgöwer M., Willenegger H., Mumenthaler A., Schneider R., Steinemann S., Straumann F., Weber B.G. –Berlin: Springer-Verlag. 1965. – P. 272.

35. Neubauer T. Current status of minimally invasive plate osteosynthesis: specific part II. /Neubauer T., Wagner M. // Unfallchirurg. – 2009 Nov. Vol. 11, № 112. – P. 981-995.

36. Neubauer T.Minimally invasive plate osteosynthesis: current state. Part 1: General information /Neubauer T., Wagner M. //Unfallchirurg. – 2009 Oct. Vol. 10, № 112. – P. 885-894.

37. Peltier L. Fractures: A History and Iconography of Their Treatment / Peltier L. – San Francisco, Ca: Norman Publishing. 1990. – P. 273.

38. Perren S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures /Perren S.M. //J Bone Joint Surg Br. – 2002. Vol. 8, № 84. – P. 1093-1110.

39. Perren S.M. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants: a reaction to necrosis, not to stress protection? /Perren S.M., Cordey J., Rahn B.A., Gautier E.,

Schneider E. // ClinOrthop. – 1988, № 232. – P. 139–151.

40. Perren S.M. A dynamic compression plate /Perren S.M., Russenberger M., Steinemann S., Müller M.E., Allgöwer M. // ActaOrthop Scand. – 1969. № 125. – P. 31–41.

41. Pohlemann T. Dynamic locking screw improves fixation strength in osteoporotic bone: an in vitro study on an artificial bone model /Pohlemann T., Gueorguiev B., Agarwal Y., Wahl D., Sprecher C., Schwieger K., Lenz M. //IntOrthop. – 2015 Apr. Vol. 4, № 39. – P. 761-768.

42. Poitras P. Creep properties of a bioresorbable polymer for an axially compressible fracture plate / Presented at the 5th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of Canada, USA, Japan and Europe. / Poitras P., Backman D., Uhthoff H.K., Schwammberger A. // Banff, AB. October 2004.

43. Seemab M. Internal fixation: An evolutionary appraisal of methods used for long bone fractures /Seemab M., Ansari U., Ali M.N., Rana N.F. // IJBAR. – 2014. Vol. 03, № 05. – P. 142-149.

44. Sherman H.M. Fractures near joints. Fractures into joint / Sherman H.M., Tait D. //SurgGynObst. – 1914. № 19. – P. 131–141.

45. Sherman W.O. Operative treatment of fractures of the shaft of the femur with maximum fixation /Sherman W.O. // J Bone Joint Surg. – 1926. № 8. – P. 494– 503.

46. Sherman W.O. Vanadium steel bone plates and screws /Sherman W.O. // SurgGynObst. – 1912. № 14. – P. 629–634.

47. Uhthoff H.K. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments / Uhthoff H.K., Poitras P., Backman D.S. // J Orthop Sci. – 2006. № 11. – P. 118–126.

48. Van Frank Haasnoot E. Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix) /Van Frank Haasnoot E., Münch T.W.H, Matter P., Perren S.M. // Injury. – 1995. Vol. 2, № 26. – P. 28–36.

49. Venable C.S. The internal fixation of fractures / Venable C.S., Stuck W.G. – Charles C. Thomas. Springfield, IL. 1947.

50. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP / Wagner M. //Injury. – 2003. № 34. – P. 31–42.