

УДК 616.71-001.5-031.21-089.84  
DOI: 10.26435/UC.V014(37).612

**В.Ю. Чернецкий**

ГОО ВПО «Донецкий национальный медицинский университет имени М. Горького», Донецк

## **СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА: ИСТОРИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ**

Фиксация переломов костей конечностей различными приспособлениями и устройствами с древних времен применялась для лечения и достижения консолидации переломов, а за время развития человечества совершенствовались и способы лечения переломов, как консервативные, так и оперативные. С развитием всех видов промышленности увеличился и травматизм среди населения, что способствовало разработке и совершенствованию диагностических возможностей и оперативных методов лечения, среди которых наkostный остеосинтез до настоящего времени занимает одно из основных направлений выбора при выполнении оперативного вмешательства по поводу переломов различной локализации.

Во второй половине XIX и первой половине XX века лечение переломов было сосредоточено главным образом на достижении костного сращения и предотвращении развития инфекции. Применяемые для лечения переломов методы, среди которых в основном превалировали иммобилизация с помощью гипсовых повязок и вытяжение, скорее подавляли, чем стимулировали функцию конечности в течение периода фиксации и консолидации. По данным R. Lakatos, M. Herbenick (2018), лечение открытых и огнестрельных переломов костей конечностей в прошлом практически не поддавалось стандартным принципам лечения. Исход подобных повреждений всегда заканчивался неудовлетворительными результатами из-за сопутствующего обширного повреждения мягких тканей, трудностей в предупреждении развития сепсиса, что в конечном итоге вынуждало хирурга выполнять ампутацию [1].

### **Ранние этапы развития наkostного остеосинтеза**

Дата первого применения оперативного вмешательства посредством внутренней фиксации перелома неизвестна. E. Gurlt в 1862 году опубликовал книгу, в которой он сообщил о ряде случаев, когда были предприняты попытки вправления сломанных концов костей, а так-

же применения гвоздей, винтов и проволоки для костей. Первоначально открытая репозиция была лишь дополнительной и крайней мерой и проводилась только в тех случаях, когда длительное консервативное лечение заканчивалось неудовлетворительным результатом. В 1870 году Laurent Jean Baptiste Berenger-Feraud (1832 – 1900) опубликовал первую книгу «Traite de l'immobilization directe des fragments osseux dans les fractures», которая была посвящена исключительно лечению переломов с помощью внутренней фиксации с использованием существующих на тот период методов [2]. В данной книге автор предположил, что в скором времени начнется новая эра в лечении переломов, в которой оперативное лечение должно было стать дополнением к первичному лечению, однако эта новая эра не могла начаться до тех пор, пока отсутствовал контроль развития инфекционного процесса.

Внедрение антисептических и асептических методов способствовало влиянию на развитие инфекционного процесса, что в последующем стало пусковым моментом в продвижении внутренней фиксации переломов в практической деятельности ортопеда-травматолога. Именно антисептическая система обработки ран, которую разработал британский хирург Joseph Lister (1827 – 1912), обеспечила безопасность открытой репозиции и внутренней фиксации как основного метода при лечении переломов и позволила этим методам развиваться, в том числе и методу наkostного остеосинтеза [3].

Для внутренней фиксации переломов наkostные пластины используются уже более 100 лет. В 1886 году Carl Hansman (1853 – 1917) в Гамбурге описал свой опыт применения остеосинтеза переломов с помощью наkostной монокортикальной пластины и винтов, которые могли быть удалены после консолидации перелома без

повторного открытия раны. С. Hansman фиксировал переломы никелированными винтами и пластинами из никелированной листовой стали, при этом один конец пластины был согнут под прямым углом и выступал из раны через кожу, как и хвостовая часть винтов, которыми крепилась пластина к кости. Он использовал моющиеся наружные резиновые шины и сохранял хирургическую рану в строгих асептических условиях, что сделало возможным чрескожное удаление всех фиксаторов после наступления консолидации перелома. Об осложнениях при удалении пластины с винтами в сроки 4-8 недель после выполненного остеосинтеза не сообщалось. В 1893 году William Stewart Halsted (1852 – 1922) выполнил первую полную имплантацию пластины и винтов для фиксации перелома с использованием пластины из серебра [4-6].

В 1895 году William Arbuthnot Lane (1856 – 1943) впервые представил металлическую пластину для внутренней фиксации, удаление которой после наступления консолидации требовало повторного оперативного вмешательства путем открытого доступа к пластине, в отличие от пластины С. Hansman, а в последующем пластина W.A. Lane была уже не актуальна из-за проблем с коррозией [7].

Albin Lambotte (1866 – 1955) в 1909 году представил свой вариант пластины для фиксации переломов с закругленными и тонкими концами с обеих сторон, однако из-за недостаточной прочности данная конструкция не нашла достаточно широкого применения. В 2010 году Martin Eduard Wullschlegel в своем диссертационном исследовании указал, что А. Lambotte ввел термин «остеосинтез» и выдвинул концепцию шинирования [7, 8].

На начальных этапах применения на костно-остеосинтеза ортопедами-травматологами использовался принцип открытой репозиции и внутренней фиксации (open reduction and internal fixation – ORIF), который предполагал достаточно травматичный широкий хирургический доступ, с последующим обнажением зоны перелома на большом протяжении, что характерно как при остеосинтезе, так и при операции по удалению пластины.

Американский хирург William O'Neill Sherman (1880 – 1979) в 1912 году для фиксации переломов использовал пластину, самонарезающие и бикортикальные винты, которые изготавливались из ванадиевой стали, что способствовало сопротивлению коррозии, но не придавало надежной жесткости и стабильности металлоконструкции. W.O. Sherman, будучи хирургом сталелитейной компании (Carnegie Steel Company), имел возможность экспериментировать с

лучшими металлическими сплавами и использовать их в производстве приборов, конструкция которых была основана на инженерных принципах. Его поиск улучшенных металлических сплавов и применение инженерных принципов в конструкции имплантатов были крупным вкладом в разработку имплантатов [9].

Стремительное совершенствование метода внутреннего остеосинтеза переломов костей конечностей с использованием имплантатов металлической плотности не произошло бы без успехов в развитии металлургической промышленности. В годы Первой мировой войны появились безжелезистые (кобальт-хром-молибденовые и др.) сплавы, которые по ряду прочностных характеристик превосходили известные тогда сплавы железа и не корродировали в агрессивных средах, а для медицинских целей они стали доступны после окончания Первой мировой войны. В связи с тем, что имплантаты из таких сплавов были хрупкими, имели высокий удельный вес, могли производиться только способом литья, отличались высокой стоимостью, широкое внедрение в практическую травматологию было ограничено. Только в 1921 г. в Германии на заводах концерна «Krupp» была выплавлена первая тонна нержавеющей стали, одна из марок которой (X18H9T) со временем стала основным конструкционным материалом для изготовления имплантатов. Впоследствии изделия из нержавеющей стали по прочностным характеристикам и ценовой политике значительно обогнали кобальт-хром-молибденовый сплав виталлиум, который был запатентован в 1929 г. в США. Впервые металлический титан был получен в лабораторных условиях в 1940 г. в Люксембурге, а уже в США в 1947 г. произошла первая плавка титана, что в последующем стало перспективным направлением развития металлических изделий медицинского назначения. Приблизительно в это же время промышленное производство титана было организовано и на территории СССР. Технически чистый титан и его сплавы вначале были очень дорогостоящими, но вскоре ситуация изменилась коренным образом и титановые сплавы стали рентабельными даже в производстве некоторых узлов ракет, самолетов и корпусов атомных подводных лодок. Таким образом, титановые сплавы стали активно использоваться в производстве имплантатов для применения в ортопедо-травматологической практике, и акцент делался на конструктивные особенности и дизайн имплантатов.

Следующее важное развитие дизайна на костной пластине было начато в 1948 году G.W.N. Eggers (1896 – 1963) и предполагало наличие двух

длинных пазов, которые позволяли головкам винтов скользить и тем самым компенсировать резорбцию концов фрагментов. Широкое применение этой пластины было ограничено из-за структурной слабости и, как следствие, нестабильной фиксации [7].

#### **Развитие компрессионных пластин**

В 1949 году Robert Danis (1880 – 1962) осознал, что при остеосинтезе необходима компрессия между фрагментами, которой он достиг посредством разработки пластины под названием «соартеуг». Данная пластина уменьшала подвижность отломков и увеличивала стабильность фиксации за счет создания компрессии между отломками кости путем затягивания специального винта, расположенного на одном из концов пластины. Это способствовало появлению способа лечения, который R. Danis назвал «soudure autogene» (autogenous welding – аутогенная сварка) – процесс, теперь известный как первичная консолидация [7, 10]. В своей знаменитой книге «Théorie et pratique de l'ostéosynthèse», опубликованной в 1949 году, R. Danis заявил, что при действительно жесткой асептической внутренней фиксации костная мозоль выражена настолько незначительно, что ее даже не видно, и процесс, по-видимому, происходит без участия окружающих тканей, а надкостница не играет важной роли. Пластина R. Danis была первой пластиной, предназначенной для внутренней фиксации диафизарных переломов, в которой сочетались принципы компрессии и жесткой фиксации. Чтобы использовать эту пластину, он также разработал систему кортикальных и губчатых винтов. Концепция R. Danis повлияла на все последующие конструктивные особенности накостных пластин [11].

В 1951 году Charles Scott Venable улучшил дизайн накостного фиксатора R. Danis, представленного в виде ударной накостной пластины для достижения сопоставления перелома. После того как ее незамкнутый конец закреплен на одном фрагменте, ударный элемент действует через силу ударного винта, расположенного под углом против перпендикулярного винта в проксимальном фрагменте, который затем продвигается вперед, будучи прижатым к дистальному фрагменту, тем самым осуществляя сопоставление перелома [12].

В 1956 году George W. Bagby начал заниматься разработкой системы компрессионной пластины, основанной на овальной форме отверстия в накостном фиксаторе. G.W. Bagby, J.M. Janes (1957, 1958) описали накостную пластину, в которой, исходя из геометрии овального отверстия и формы головки винта, обеспечивается межфрагментарная компрессия при затягива-

нии винтов. Работа G.W. Bagby, J.M. Janes привела к появлению первой «самокомпрессионной» костной пластины новой технологии, которая не требовала дополнительного анкера или дополнительного устройства для создания компрессии, поскольку расположение винта и пластины стало «самокомпрессирующим» [13].

Значимому развитию накостного остеосинтеза способствовало создание в 1958 году швейцарскими хирургами-ортопедами, среди которых наиболее выдающимися были M. Allgöwer, M.E. Müller, H. Willenegger, E. Schneider, рабочей группы по вопросам остеосинтеза (группа АО – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen). Немного позже в англоязычных странах данную группу называли Ассоциацией по исследованию внутренней фиксации (Association for the Study of Internal Fixation – ASIF), а в настоящее время применительно к ней в научных работах упоминается акроним АО/ASIF.

В 1963 году M. Allgöwer в Давосе основал Лабораторию Экспериментальной Хирургии (Forschungsinstitut), где совместно с коллегами занимался разработкой и внедрением в практику хирургических инструментов и имплантатов, используемых при лечении переломов, а параллельно основателями АО/ASIF были сформулированы основополагающие принципы внутренней фиксации:

- анатомическая репозиция костных отломков, в особенности при внутрисуставных переломах;
- стабильная внутренняя фиксация, с учетом местных биомеханических требований;
- сохранение кровоснабжения костных отломков и мягких тканей с помощью атравматичных хирургических приемов и техники;
- активная безболезненная мобилизация мышц и суставов, смежных с переломом в раннем послеоперационном периоде для предупреждения развития состояния «болезни перелома» [14].

В 1965 году M.E. Müller с коллегами предложили использование специального устройства для создания межфрагментарной компрессии путем затягивания натяжителя, который был временно прикреплен к кости и пластине. Съемное стягивающее устройство было разработано для достижения адекватного сжатия. Его применение также рекомендуется при переломах тела бедренной или плечевой кости, при остеотомиях или когда диастаз в зоне повреждения, подлежащий устранению, превышает 1-2 мм.

После фиксации пластины к одному основному фрагменту выполняется коррекция перелома, которая удерживается в достигнутом положении с помощью репозиционного инстру-

мента. Затем шарнирное стягивающее устройство соединяется с пластиной и крепится монокортикальным винтом в противоположном основном фрагменте, а в остеопоротической кости рекомендуется бикортикальная фиксация. Для достижения необходимой степени натяжения используется гаечный ключ.

Пластина, которая предусматривала использование этой технологии, была более громоздкая и тяжелая, чем разработанные G.W.N. Eggers и R. Danis, в связи с этим вскоре от нее отказались. M.E. Müller с коллегами подготовили почву для применения более жестких пластин, которые привели к режиму консолидации, характеризующемуся отсутствием периостальной мозоли. Появление на этапе лечения перелома любой периостальной мозоли интерпретировалось как признак нестабильности. Использование шарнирного стягивающего устройства в конечном итоге было прекращено в пользу овальных отверстий с дизайном, похожим на пластину G.W. Bagby и J.M. Janes, что получило название динамической компрессирующей пластины (dynamic compression plate – DCP) [15, 16].

По данным исследователей АО/ASIF, при разработке наkostной пластины DCP изобретение G.W. Bagby и J.M. Janes не использовалось в качестве прототипа. Тем не менее, R. Schenk и H. Willenegger, исследователи из швейцарской группы АО/ASIF, в 1967 г. в своих работах указали технику сжатия, предложенную G.W. Bagby и J.M. Janes, как источник информации. Несмотря на то, что данная пластина была названа динамической компрессирующей (DCP), статическую компрессию при ее использовании можно получить только один раз [10]. К преимуществам пластины DCP относится низкая частота замедленной консолидации и несращения, стабильная внутренняя фиксация без необходимости дополнительной внешней иммобилизации, что в свою очередь позволяет начать раннюю мобилизацию смежных суставов. Несмотря на очевидные преимущества, разработчики пластины DCP продолжали искать пути для улучшения металлоконструкции. Вероятно, это было связано с ее определенными недостатками, включающими замедленную консолидацию, истончение кортикального слоя кости под пластиной, а также сохраняющийся и выявляемый микроскопически диастаз в области перелома, что после удаления пластины являлось точкой аккумуляции напряжения и причиной возникновения повторных переломов.

В свете опасности рефрактуры после удаления пластины M.E. Müller с коллегами предложили удалять металлоконструкции не раньше, чем через 15-18 месяцев после остеосинте-

за. Однако исследования S.B. Kessler с коллегами (1992) показали, что повторные переломы могут произойти даже при удалении пластины спустя 20 месяцев после выполненного остеосинтеза [17].

Полученный клинический опыт жесткой фиксации и абсолютной стабильности при использовании пластины DCP, изготовленной из стали, а также имеющиеся недостатки K. Tayton с коллегами (1982) использовали при создании имплантата для остеосинтеза большеберцовой кости из альтернативного материала, упругость и сопротивление усталости которого выше, чем у стали, а прочность аналогична таковой. В результате была разработана полужесткая пластина (carbon-fibre-reinforced plastic plate – CFPR), изготовленная из эпоксидной смолы, армированной углеродным волокном [18]. Пластина CFPR многослойная, усиливающаяся углеродными волокнами, проходящими в разных направлениях внутри каждого слоя пластины. Внешний вид пластины представлял аналогию пластины DCP с восемью отверстиями группы АО, а ее фиксация к кости выполнялась с помощью винтов из нержавеющей стали. Результаты применения данной конструкции были получены только в ходе предварительных испытаний, и дальнейшего распространения данные имплантаты не получили, а риск развития рефрактуры все равно оставался.

В качестве возможных причин рефрактур после удаления пластин были выдвинуты две теории. Согласно первой осложнение возникало вследствие недостаточной жесткости конструкции, поэтому было предложено использование двух пластин, что также не решило проблемы рефрактур. Вторая теория, которую сформулировал S.M. Perren с коллегами (1988), предполагала, что рефрактуры и истончение костной ткани происходят в результате некроза кортикального слоя из-за избыточного контакта пластины с костью, что нарушает кортикальный кровоток. Группа швейцарских ученых, основываясь на этих теориях, разработала пластину нового дизайна, получившую название динамической компрессирующей пластины с ограниченным контактом (limited contact – dynamic compression plate – LC-DCP). Она предполагала снижение площади контакта с костью, тем самым уменьшалось истончение кортикального слоя и влияние пластины на кортикальную перфузию [19]. S.M. Perren с коллегами (1990) в своей работе акцентировали внимание на том, что применение LC-DCP снижает приблизительно на 50% площадь контакта пластины с костью [20]. В ходе проведения дополнительных исследований J.R. Field с коллегами (1997) оцени-

ли площадь контакта наkostной пластины с костью при сравнении LC-DCP и DCP, в результате чего достоверных различий в площади контакта данных имплантатов не обнаружили [21]. Тем не менее остеосинтез с использованием наkostных пластин и достижением межфрагментарной компрессии оставался наиболее применяемой методикой лечения переломов различной локализации. Строгое соблюдение правил межфрагментарной компрессии и анатомической репозиции при наkostном остеосинтезе соблюдалось до того момента, пока не сформировалась концепция биологического остеосинтеза как одного из этапов совершенствования внутренней фиксации с использованием наkostных пластин.

E.V.F. Naasnoot и его коллеги (1995) отметили, что своевременным признаком быстрой и позитивной реакции организма в процессе консолидации является появление костной мозоли, тем самым опровергая более ранние заявления исследователей о необходимости жесткой внутренней фиксации с межфрагментарной компрессией [22]. Такие исследователи, как A.E. Goodship, J. Kenwright (1985), A. Foux et al. (1997), H.K. Uthhoff et al. (2006), также упоминали в своих работах об отсутствии необходимости в абсолютной стабильности и жесткой фиксации в области перелома [10, 23, 24].

#### **Биодеградируемые материалы в наkostном остеосинтезе**

Так, H.K. Uthhoff с коллегами (2006) в своей обзорной статье указал, что единственным возможным решением для улучшения консолидации перелома под пластинами является конструкция, которая обеспечивает микродвижение через место перелома. Микродвижение должно быть ограничено осевым направлением, то есть конструкция должна быть спроектирована таким образом, чтобы она выдерживала сдвигающие, изгибающие и крутящие усилия. В своих более ранних исследованиях H.K. Uthhoff в сотрудничестве с A. Foux разработал аксиально-гибкую пластину (axially flexible plate – AFP), которая позволяла увеличивать микродвижение в осевом направлении только при поддержании адекватной жесткости на сдвиг, изгиб и ротацию [24]. Вставка эластичных прокладок из полиметилметакрилата между хвостовиком винта и стенкой овальных винтовых отверстий в пластине при осевой нагрузке сжималась, а после возвращалась в исходное состояние, что создавало в зоне перелома истинную динамическую компрессию. Исследование, проведенное A. Foux с коллегами (1997) на биологических моделях, показало, что процесс консолидации перелома осуществлялся в более ранние сроки в

сравнении с применением традиционных металлоконструкций для остеосинтеза.

Основываясь на принципах конструкции наkostной пластины AFP, D. Backman с коллегами (2004) разработали новую сжимаемую в осевом направлении наkostную пластину (axially compressible plate – ACP) для остеосинтеза переломов [25]. В качестве биодеградируемого материала для изготовления эластичных прокладок, которые устанавливались в проекции локализации винтов, использовалась полимолочная кислота. Исследования, проведенные P. Poitras с коллегами (2004), показали, что в организме прокладки из полимолочной кислоты разрушаются слишком быстро, в результате чего возникает нестабильность металлоконструкции с последующим нарушением процесса консолидации, что ограничило возможность ее широкого применения в практической травматологии [26]. В своем исследовании Y. Fan с коллегами (2008) использовали во время операции вставку из полимолочной кислоты в виде прокладки между пластиной и костью с фиксацией винтами к костной ткани. Результаты рентгенологического и гистологического исследований подтвердили благоприятное воздействие на консолидацию перелома такой прокладки за счет уменьшения нарушения кровоснабжения кортикальной кости по сравнению с традиционной пластиной, причем защита от напряжений уменьшается постепенно с разложением описанной «мягкой» прокладки [27]. G.S. Perrone с коллегами (2014) в своей работе предложили в качестве внутренних фиксаторов использовать самонарезающие винты и пластины, изготовленные на основе шелка, который был выбран благодаря его прочным механическим характеристикам, биосовместимости, сохранению структурной стабильности при высоких температурах и при экстремальных значениях pH, а также возможности автоклавирувания для стерилизации [28, 29].

#### **Концепция биологического остеосинтеза**

Научно-исследовательская деятельность таких ученых, как S.M. Perren, J.S. Buchanan, S. Terpic, S.J. Bresina, способствовала развитию концепции биологического остеосинтеза и в 1995 году привела к разработке фиксатора с точечным контактом (point-contact fixator – PC-Fix) для костей предплечья, который не предполагал межфрагментарной компрессии и бикортикальной фиксации [30-32]. Фиксатор PC-Fix – это узкий имплантат в виде пластины с наличием круглых отверстий, нижняя поверхность которого состоит из продольных и поперечных арок, где расположены небольшие точки для контакта с костью, что уменьшает площадь контакта и слу-

жит для защиты неповрежденного кровоснабжения [33, 34].

С развитием метода накостного остеосинтеза все более очевидной становилась необходимость совершенствования используемых винтов в пластинах в контексте их блокирования. Так, P. Kolodziej с коллегами (1998) предложили свой вариант блокирования кортикального винта в накостной пластине DCP в виде системы блокирования гайкой «schuhli», которая способствовала сохранению кровоснабжения надкостницы и уменьшению развития остеонекроза, однако широкого распространения данное устройство не получило [35].

В системе PC-Fix были разработаны два поколения монокортикальных винтов, а внедрение винтов второго поколения позволило гарантировать не только их угловую, но и осевую стабильность за счет блокируемой головки винта (locking head screw – LHS), которая жестко фиксируется в отверстии пластины с помощью тонкой резьбы на шляпке [36]. S.M. Perren и J.S. Buchanan (1995) рекомендовали удалять пластину PC-Fix только через 1,5-2 года после выполненного остеосинтеза, т.к. более раннее удаление повышало риск развития рефрактуры. R. Hertel с коллегами (2001) сообщили о том, что в 76 случаях из 83 наступила консолидация переломов костей предплечья, а удаление металлоконструкции выполнялось в среднем в срок 10,3 месяца, при этом в срок 6 и 7 месяцев были отмечены 2 рефрактуры, что подтверждало данные S.M. Perren о рекомендуемых сроках удаления пластины и винтов [37, 38].

F. Leung и S.P. Chow (2003) опубликовали результаты проспективного рандомизированного исследования, посвященного сравнению клинических результатов между пластиной LC-DCP и пластиной PC-Fix при лечении 92 пациентов со 125 переломами костей предплечья. Авторы сделали вывод о равной степени эффективности при использовании обоих имплантатов, несмотря на различия в концепции фиксации перелома [39]. Таким образом, монокортикальная фиксация винтов в пластине, уменьшенная контактная площадь пластины с костью и отсутствие межфрагментарной компрессии не способствовали значительному улучшению результатов лечения, а также не разрешили вопросы относительно замедленной консолидации. По данным H.K. Uthoff (2006), не было опубликовано ни одного клинического исследования, подтверждающего превосходство пластин LC-DCP и PC-Fix, также отсутствуют какие-либо рекомендации по использованию пластин для внутренней фиксации диафизарных переломов костей предплечья.

### Минимально-инвазивный остеосинтез

Продолжение развития идеи биологического остеосинтеза способствовало осознанию необходимости минимального обнажения области перелома при выполнении остеосинтеза и максимального сохранения окружающих мягких тканей. Такой подход обеспечивал оптимальные условия для протекания процессов консолидации, при этом пластина вообще не должна касаться кости, что особенно важно при так называемом минимально-инвазивном остеосинтезе пластиной (minimally invasive plate osteosynthesis – MIPO) [40, 41].

В результате разработки имплантатов и хирургической техники появилась система с использованием накостной пластины менее инвазивной системы стабилизации (less invasive stabilization system – LISS), что позволяло реализовать на практике минимально-инвазивную фиксацию переломов [42, 43]. Применение системы LISS предусматривает использование специального направляющего устройства, которое позволяет проводить винты из проколов кожи, при этом используются самосверлящие и самонарезающие винты LHS [44-46]. Проведение винтов в данной пластине возможно только в заданном направлении, в то время как стандартные накостные пластины предоставляют возможность менять направление винта в зависимости от типа перелома и клинической ситуации. Высокие требования, предъявляемые данной системой к техническому обеспечению, стали причиной дальнейшего совершенствования накостного остеосинтеза.

### Развитие блокируемых пластин

На основе опыта, полученного в результате применения накостных пластин PC-Fix и LISS, была разработана блокируемая компрессирующая пластина (locking compression plate – LCP), а для клинического применения она была выпущена в марте 2000 года [47-50]. Комбинированное отверстие в LCP спроектировано таким образом, чтобы в нем можно было установить обычный винт или винт LHS, что обеспечивает максимальное количество комбинаций и опций. В результате LCP можно применять в качестве стандартной компрессионной пластины с использованием обычных отверстий, в качестве внутреннего фиксатора с помощью резьбовых отверстий или в виде комбинированной (гибридной) пластины, которая включает оба типа отверстий [51, 52]. LCP объединяет два метода фиксации и принципа стабильности в одном имплантате. Использование LCP в традиционной технике (принцип абсолютной стабильности компрессионного метода) аналогично методике с использованием стандартной пласти-

ны и винтов. При использовании в виде мостовидной пластины LCP будет применяться в качестве внутреннего фиксатора (принцип относительной стабильности) с винтами с блокируемой головкой.

Пластины LCP с резьбовыми отверстиями для блокируемых винтов, которые просверливаются в имплантате под углом, заранее определенным производителем – это одноосные моноаксиальные блокируемые пластины первого поколения. Однако заданная траектория проведения блокируемого винта, заранее преопределенная производителем, подходит не во всех клинических ситуациях, в особенности когда речь идет об остеосинтезе околосуставных переломов. По данным R.E. Buckley и коллег, в 2013 году были предложены блокируемые пластины второго поколения – полиаксиальные блокируемые пластины (variable-axis locking compression plate – VA-LCP), что послужило дальнейшему развитию накостных имплантатов [53, 54]. Одного механизма фиксации блокируемого винта под нужным углом наклона оказалось недостаточно, в связи с чем исследователи совершенствовали VA-LCP в контексте механизма многоосной фиксации блокируемого винта. По данным B. Schoch и коллег (2018), полиаксиальная фиксация достигается с помощью 5 описанных механизмов: стопорного колпачка, точечной нагрузки резьбы, врезания, расширительной втулки и расширения головки винта, из которых наиболее часто используются первые четыре механизма. Количество научных публикаций, сравнивающих технологии полиаксиальной блокировки, ограничено, что, вероятно, обусловлено постепенным внедрением данной технологии в практическое здравоохранение. В современной литературе по биомеханике высказываются опасения, что эти механизмы блокировки обладают различными функциональными характеристиками [55-57]. Основываясь на результатах немногих существующих исследований, можно сделать вывод, что механизм блокировки с помощью стопорного колпачка обеспечивает более высокую биомеханическую прочность по сравнению с другими механизмами многоосной фиксации. Для более полной оценки механизмов блокировки с переменным углом наклона необходимы дополнительные исследования, что будет способствовать дальнейшему совершенствованию накостного остеосинтеза [58].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенный анализ литературных данных в контексте развития накостного остеосинтеза позволяет сделать вывод, что данный метод активно применяется в практическом здравоохранении и с каждым годом продолжает совершенствоваться, что отражается как на внешнем виде имплантатов, так и на способах фиксации винтов в пластинах. Изначальный принцип открытой репозиции и внутренней фиксации ORIF, который предполагал достаточно травматичный широкий хирургический доступ, с течением времени и совершенствованием имплантатов и хирургической техники постепенно трансформировался в принцип применения минимально-инвазивного остеосинтеза MIPO. Применение такого подхода позволяет выполнять оперативное пособие с минимальным повреждением мягких тканей из малых доступов, тем самым сохраняя кровоснабжение в зоне повреждения, что благоприятно отражается на процессах консолидации.

Также перспективным направлением является развитие накостных имплантатов из биодеградируемых материалов. В настоящее время абсорбируемые устройства для внутренней фиксации трансформировались в надежную и экономичную альтернативу металлическим фиксаторам. В прошлом биоразлагаемая фиксация включала трудоемкий процесс имплантации и вызывала остеолит и воспалительные реакции. Применение современных материалов демонстрирует повышенную прочность, более плавную резорбцию и более низкую скорость реакции. Появление нового поколения накостных фиксаторов, производимых из шелка, может устранить существующие ограничения и обеспечить более широкий спектр применения для фиксации переломов.

Таким образом, знание исторических аспектов внутреннего остеосинтеза с использованием накостных пластин и развития данного направления может способствовать последующему совершенствованию накостного остеосинтеза с применением новых технологий и пониманию необходимости перспективы развития данного вида остеосинтеза.

**В.Ю. Чернецкий**

ГОО ВПО «Донецкий национальный медицинский университет имени М. Горького», Донецк

**СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ НАКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА:  
ИСТОРИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ**

В статье представлена информация о совершенствовании внутреннего остеосинтеза с использованием наkostных пластин. На основании изучения исторических аспектов систематизированы данные становления и развития метода наkostного остеосинтеза. Описаны эволюционные этапы становления современных взглядов на использование наkostных имплантатов от принципа открытой репозиции и внутренней фиксации до формирования концепции биологического остеосинтеза и применения минимально-инвазивного остеосинтеза. Проанализированы результаты научных исследований зарубежных авторов в контексте сравнения различных наkostных пластин, что указывает на предпочтительное применение блокируемых компрессирующих

пластин на современном этапе. Определены перспективные направления развития метода наkostного остеосинтеза, совершенствования наkostных пластин и методик их имплантации, среди которых отмечены наkostные имплантаты из биodeградируемых материалов, что стало надежной и экономичной альтернативой металлическим фиксаторам. Знание исторических аспектов внутреннего остеосинтеза с использованием наkostных пластин и развития данного направления может способствовать последующему совершенствованию наkostного остеосинтеза с применением новых технологий.

**Ключевые слова:** остеосинтез, наkostная пластина, исторические аспекты развития.

**V.Y. Chernetskii**

SEI HPE «M. Gorky Donetsk National Medical University», Donetsk

**IMPROVEMENT OF PLATE OSTEOSYNTHESIS:  
HISTORICAL ASPECTS AND PROSPECTS FOR DEVELOPMENT**

The article presents information about the improvement of internal osteosynthesis using bone plates. Based on the study of historical aspects, data on the formation and development of the method of plate osteosynthesis are systematized. The article describes the evolutionary stages of the formation of modern views on the use of bone implants from the principle of open reduction and internal fixation to the formation of the concept of biological osteosynthesis and the use of minimally invasive osteosynthesis. The results of scientific research by foreign authors are analyzed in the context of comparing various bone plates, which indicates the preferable use of locking compression plates at the present stage. The

promising directions of the development of the method of plate osteosynthesis, the improvement of the bone plates and methods of their implantation, among which the bone implants made of biodegradable materials are noted, which has become a reliable and economical alternative to metal fixators. Knowledge of the historical aspects of internal osteosynthesis using bone plates and the development of this direction can contribute to the subsequent improvement of plate osteosynthesis using new technologies.

**Key words:** osteosynthesis, bone plate, historical aspects of development

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Lakatos R., Herbenick M. General Principles of Internal Fixation. Medscape. 2018. URL: <http://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview#showall> (дата обращения: 14.09.2020).
2. J. Schatzker. Osteosynthesis in trauma International Orthopaedics (SICOT). 1996; 20 (4): 244-252. doi:10.1007/s002640050073
3. Bartoniček J. Early history of operative treatment of fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2010; 130: 1385-1396. doi:10.1007/s00402-010-1082-7
4. Greenhagen R.M., Johnson A.R., Joseph A. Internal fixation: a historical review. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. 2011; 28 (4): 607-618. doi:10.1016/j.cpm.2011.06.006
5. Russell TA. An historical perspective of the development of plate and screw fixation and minimally invasive fracture surgery with a unified biological approach. Techniques in Orthopaedics. 2007; 22:186-90.
6. Lathan S.R. Dr. Halsted at Hopkins and at High Hampton.

**REFERENCES**

1. Lakatos R., Herbenick M. General Principles of Internal Fixation. Medscape. 2018. Available at: <http://emedicine.medscape.com/article/1269987-overview#showall> (accessed: 14.09.2020).
2. J. Schatzker. Osteosynthesis in trauma International Orthopaedics (SICOT). 1996; 20 (4): 244-252. doi:10.1007/s002640050073
3. Bartoniček J. Early history of operative treatment of fractures. Arch Orthop Trauma Surg. 2010; 130: 1385-1396. doi:10.1007/s00402-010-1082-7
4. Greenhagen R.M., Johnson A.R., Joseph A. Internal fixation: a historical review. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. 2011; 28 (4): 607-618. doi:10.1016/j.cpm.2011.06.006
5. Russell TA. An historical perspective of the development of plate and screw fixation and minimally invasive fracture surgery with a unified biological approach. Techniques in Orthopaedics. 2007; 22:186-90.
6. Lathan S.R. Dr. Halsted at Hopkins and at High Hampton.

- Proc (Bayl Univ MedCent). 2010; 23: 33-7. doi:10.1080/08998280.2010.11928580
7. Mehmood S., Ansari U., Najabat Ali. M., & Fatima Rana N. Internal fixation: An evolutionary appraisal of methods used for long bone fractures. *International Journal of Biomedical and Advance Research*. 2014; 5 (3): 142-149. doi:10.7439/ijbar.v5i3.627
  8. Wullsclegler M.E. Effects of surgical approach on bone vascularization, soft tissue healing: comparison of less invasive to open approach [dissertation]. Brisbane, Australia: Queensland University of Technology; 2010.
  9. Hernigou P., Pariat J. History of internal fixation (part 1): early developments with wires and plates before World War II. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2017; 41 (6): 1273-1283. doi:10.1007/s00264-016-3347-4
  10. Uhthoff H.K., Poitras P., Backman D.S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*. 2006; 11 (2): 118-126. doi:10.1007/s00776-005-0984-7
  11. Hernigou P., Pariat J. History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2017; 41 (7): 1489-1500. doi:10.1007/s00264-016-3379-9
  12. Venable C.S. An impacting bone plate to attain closed coaptation. *Ann Surg*. 1951; 133: 808-812. doi:10.1097/0000658-195106000-00007
  13. Bagby G.W., Janes J.M. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *The American Journal of Surgery*. 1958; 95 (5): 761-771. doi:10.1016/0002-9610(58)90625-1
  14. Мюллер М.Е., Альговер М., Шнейдер Р., Виллингер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу. М.: Springer-Verlag, Ad Marginem. 1996. 750.
  15. Perren S.M., Russenberger M., Steinemann S., Müller M.E., Allgöwer M. A dynamic compression plate. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1969; 40 (125): 31-41.
  16. Allgöwer M., Perren S., Matter P. A new plate for internal fixation – the dynamic compression plate (DCP). *Injury*. 1970; 2 (1): 40-47. doi:10.1016/s0020-1383(70)80111-5
  17. Kessler S.B., Deiler S., Schiff-Deiler M., Uhthoff H.K., Schweiberer L. Refractures: a consequence of impaired local bone viability. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1992; 111 (2): 96-101. doi:10.1007/BF00443475
  18. Tayton K., Johnson-Nurse C., McKibbin B., Bradley J., Hastings G. The use of semi-rigid carbon-fibre-reinforced plastic plates for fixation of human fractures. Results of preliminary trials. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1982; 64-B (1): 105-111.
  19. Perren S.M., Cordey J., Rahn B.A., Gautier E., Schneider E. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 232: 139-151.
  20. Perren S.M., Mane K., Pohler O., Predieri M., Steinemann S., Gautier E. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1990; 109: 304-310. doi:10.1007/BF00636166
  21. Field J.R., Hearn T.C., Caldwell C.B. 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. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1997; 11 (5): 368-373. doi:10.1097/00005131-199707000-00013
  22. Haasnoot E.V.F., Münch T.W.H., Matter P., Perren S.M. Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix). *Injury*. 1995; 26 (2): S-B28-B36. doi:10.1016/0020-1383(95)96896-C
  23. Goodship A.E., Kenwright J. The Influence of Induced Micromotion upon the Healing of Experimental Tibial Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1985; 67 (4): 650-655.
  24. Foux A., Yeadon A.J., Uhthoff H.K. Improved fracture healing with less rigid plates: a biomechanical study in dogs. *Clin Orthop*. 1997; 339: 232-245. doi:10.1097/00003086-199706000-00032
  - Proc (Bayl Univ MedCent). 2010; 23: 33-7. doi:10.1080/08998280.2010.11928580
  7. Mehmood S., Ansari U., Najabat Ali. M., & Fatima Rana N. Internal fixation: An evolutionary appraisal of methods used for long bone fractures. *International Journal of Biomedical and Advance Research*. 2014; 5 (3): 142-149. doi:10.7439/ijbar.v5i3.627
  8. Wullsclegler M.E. Effects of surgical approach on bone vascularization, soft tissue healing: comparison of less invasive to open approach [dissertation]. Brisbane, Australia: Queensland University of Technology; 2010.
  9. Hernigou P., Pariat J. History of internal fixation (part 1): early developments with wires and plates before World War II. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2017; 41 (6): 1273-1283. doi:10.1007/s00264-016-3347-4
  10. Uhthoff H.K., Poitras P., Backman D.S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*. 2006; 11 (2): 118-126. doi:10.1007/s00776-005-0984-7
  11. Hernigou P., Pariat J. History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2017; 41 (7): 1489-1500. doi:10.1007/s00264-016-3379-9
  12. Venable C.S. An impacting bone plate to attain closed coaptation. *Ann Surg*. 1951; 133: 808-812. doi:10.1097/0000658-195106000-00007
  13. Bagby G.W., Janes J.M. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *The American Journal of Surgery*. 1958; 95 (5): 761-771. doi:10.1016/0002-9610(58)90625-1
  14. Myuller M.E., All'gover M., Shneider R., Villinger Kh. Руководство по внутреннему остеосинтезу. Moscow: Springer-Verlag, Ad Marginem. 1996. 750. (in Russian).
  15. Perren S.M., Russenberger M., Steinemann S., Müller M.E., Allgöwer M. A dynamic compression plate. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1969; 40 (125): 31-41.
  16. Allgöwer M., Perren S., Matter P. A new plate for internal fixation – the dynamic compression plate (DCP). *Injury*. 1970; 2 (1): 40-47. doi:10.1016/s0020-1383(70)80111-5
  17. Kessler S.B., Deiler S., Schiff-Deiler M., Uhthoff H.K., Schweiberer L. Refractures: a consequence of impaired local bone viability. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1992; 111 (2): 96-101. doi:10.1007/BF00443475
  18. Tayton K., Johnson-Nurse C., McKibbin B., Bradley J., Hastings G. The use of semi-rigid carbon-fibre-reinforced plastic plates for fixation of human fractures. Results of preliminary trials. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1982; 64-B (1): 105-111.
  19. Perren S.M., Cordey J., Rahn B.A., Gautier E., Schneider E. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 232: 139-151.
  20. Perren S.M., Mane K., Pohler O., Predieri M., Steinemann S., Gautier E. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1990; 109: 304-310. doi:10.1007/BF00636166
  21. Field J.R., Hearn T.C., Caldwell C.B. 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. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1997; 11 (5): 368-373. doi:10.1097/00005131-199707000-00013
  22. Haasnoot E.V.F., Münch T.W.H., Matter P., Perren S.M. Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix). *Injury*. 1995; 26 (2): S-B28-B36. doi:10.1016/0020-1383(95)96896-C
  23. Goodship A.E., Kenwright J. The Influence of Induced Micromotion upon the Healing of Experimental Tibial Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1985; 67 (4): 650-655.
  24. Foux A., Yeadon A.J., Uhthoff H.K. Improved fracture healing with less rigid plates: a biomechanical study in dogs. *Clin Orthop*. 1997; 339: 232-245. doi:10.1097/00003086-199706000-00032

25. Backman D., Uthhoff H., Poitras P., Schwamberger A. Mechanical performance of a fracture plate incorporating bioresorbable inserts. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2004; 86-B (III): 300.
26. Poitras P., Backman D., Uthhoff H.K., Schwamberger A. Creep properties of a bioresorbable polymer for an axially compressible fracture plate. Presented at the 5-th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of Canada, USA, Japan and Europe. Banff, AB. October 2004.
27. Fan Y., Xiu K., Duan H., Zhang M. Biomechanical and histological evaluation of the application of biodegradable poly-L-lactic cushion to the plate internal fixation for bone fracture healing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23 (1): S7-S16. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.01.005
28. Perrone G.S., Leisk G.G., Lo T.J., Moreau J.E., Haas D.S., Papenburg B.J., Golden E.B., Partlow B.P., Fox S.E., Ibrahim A.M.S., Lin S.J., Kaplan D.L. The use of silk-based devices for fracture fixation. *Nat Commun*. 2014; 5 (3385): 1-9. doi:10.1038/ncomms4385
29. Ibrahim A.M., Koolen P.G., Kim K., Perrone G.S., Kaplan D.L., Lin S.J. Absorbable biologically based internal fixation. *Clin Podiatr Med Surg*. 2015; 32 (1): 61-72. doi:10.1016/j.cpm.2014.09.009
30. Perren S.M., Buchanan J.S. Basic concepts relevant to the design and development of the point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury*. 1995; 26 (2): S-B1-B4. doi:10.1016/0020-1383(95)96891-7
31. Tepic S., Perren S.M. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Injury*. 1995; 26 (2): S-B5-B10. doi:10.1016/0020-1383(95)96892-8
32. Bresina S.J., Tepic S. Finite element analysis (FEA) for the Point contact fixator screw drive, plate design, overcuts/ *Injury*. 1995; 26 (2): S-B20-B23. doi:10.1016/0020-1383(95)96894-A
33. Hofer H.P., Wildburger R., Szyszkowitz R. Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. *Injury*. 2001; 32 (2): S-B15-B25. doi:10.1016/s0020-1383(01)00122-x
34. 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). *Injury*. 2001; 32 (2): S-B51-B62. doi:10.1016/s0020-1383(01)00126-7
35. Kolodziej P., Lee F.S., Patel A., Kassab S.S., Shen K.L., Yang K.H., Mast J.W. Biomechanical evaluation of the schuhli nut. *Clin Orthop Relat Res*. 1998; 347:79-85.
36. Frigg R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). *Injury*. 2001; 32 (2): 63-66. doi:10.1016/s0020-1383(01)00127-9
37. Hertel R., Eijer H., Meisser A., Hauke C., Perren S.M. 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. *Injury*. 2001; 32 (2): S-B10-B14. doi:10.1016/s0020-1383(01)00121-8
38. Бельский И.Г., Сергеев Г.Д., Гудзь Ю.В., Григорян Ф.С. История, современное состояние и перспективы развития методов накостного остеосинтеза. Современные проблемы науки и образования. 2016; 5. URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=25248> (дата обращения: 14.09.2020). doi:10.17513/spno.25248
39. Leung F., Chow S.P. A prospective, randomized trial comparing the limited contact dynamic compression plate with the point contact fixator for forearm fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85 (12): 2343-2348. doi:10.2106/00004623-200312000-00011
40. Farouk O., Krettek C., Miclau T., Schandelmaier P., Guy P., Tscherne H. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver injection study. *Injury*. 1997; 28 (1): S-A7-A12. doi:10.1016/s0020-1383(97)90110-8
41. Wenda K., Runkel M., Degreif J., Rudig L. Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures. *Injury*. 1997; 28 (1): S-A13-A19. doi:10.1016/s0020-1383(97)90111-x
25. Backman D., Uthhoff H., Poitras P., Schwamberger A. Mechanical performance of a fracture plate incorporating bioresorbable inserts. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2004; 86-B (III): 300.
26. Poitras P., Backman D., Uthhoff H.K., Schwamberger A. Creep properties of a bioresorbable polymer for an axially compressible fracture plate. Presented at the 5-th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of Canada, USA, Japan and Europe. Banff, AB. October 2004.
27. Fan Y., Xiu K., Duan H., Zhang M. Biomechanical and histological evaluation of the application of biodegradable poly-L-lactic cushion to the plate internal fixation for bone fracture healing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008; 23 (1): S7-S16. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.01.005
28. Perrone G.S., Leisk G.G., Lo T.J., Moreau J.E., Haas D.S., Papenburg B.J., Golden E.B., Partlow B.P., Fox S.E., Ibrahim A.M.S., Lin S.J., Kaplan D.L. The use of silk-based devices for fracture fixation. *Nat Commun*. 2014; 5 (3385): 1-9. doi:10.1038/ncomms4385
29. Ibrahim A.M., Koolen P.G., Kim K., Perrone G.S., Kaplan D.L., Lin S.J. Absorbable biologically based internal fixation. *Clin Podiatr Med Surg*. 2015; 32 (1): 61-72. doi:10.1016/j.cpm.2014.09.009
30. Perren S.M., Buchanan J.S. Basic concepts relevant to the design and development of the point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury*. 1995; 26 (2): S-B1-B4. doi:10.1016/0020-1383(95)96891-7
31. Tepic S., Perren S.M. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Injury*. 1995; 26 (2): S-B5-B10. doi:10.1016/0020-1383(95)96892-8
32. Bresina S.J., Tepic S. Finite element analysis (FEA) for the Point contact fixator screw drive, plate design, overcuts/ *Injury*. 1995; 26 (2): S-B20-B23. doi:10.1016/0020-1383(95)96894-A
33. Hofer H.P., Wildburger R., Szyszkowitz R. Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. *Injury*. 2001; 32 (2): S-B15-B25. doi:10.1016/s0020-1383(01)00122-x
34. 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). *Injury*. 2001; 32 (2): S-B51-B62. doi:10.1016/s0020-1383(01)00126-7
35. Kolodziej P., Lee F.S., Patel A., Kassab S.S., Shen K.L., Yang K.H., Mast J.W. Biomechanical evaluation of the schuhli nut. *Clin Orthop Relat Res*. 1998; 347:79-85.
36. Frigg R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). *Injury*. 2001; 32 (2): 63-66. doi:10.1016/s0020-1383(01)00127-9
37. Hertel R., Eijer H., Meisser A., Hauke C., Perren S.M. 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. *Injury*. 2001; 32 (2): S-B10-B14. doi:10.1016/s0020-1383(01)00121-8
38. Belen'kii I.G., Sergeev G.D., Gud'z' Yu.V., Grigoryan F.S. Istoriya, sovremennoe sostoyanie i perspektivy razvitiya metodov nakostnogo osteosinteza. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya*. 2016; 5. Available at: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=25248> (accessed: 14.09.2020). doi:10.17513/spno.25248 (in Russian).
39. Leung F., Chow S.P. A prospective, randomized trial comparing the limited contact dynamic compression plate with the point contact fixator for forearm fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85 (12): 2343-2348. doi:10.2106/00004623-200312000-00011
40. Farouk O., Krettek C., Miclau T., Schandelmaier P., Guy P., Tscherne H. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver injection study. *Injury*. 1997; 28 (1): S-A7-A12. doi:10.1016/s0020-1383(97)90110-8
41. Wenda K., Runkel M., Degreif J., Rudig L. Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures. *Injury*. 1997; 28 (1): S-A13-A19. doi:10.1016/s0020-1383(97)90111-x

42. Haas N.P., Schütz M., Hoffmann R., Südkamp N.P. LISS – Less Invasive Stabilization System – ein neuer Fixateur intern für distale Femurfrakturen. *OP-Journal*. 1997; 13: 340-344.
43. Falck M., Höntsch D., Krackhardt T., Weise K. LISS (less invasive stabilization system) als minimalinvasive Alternative bei distalen Femurfrakturen. *Trauma Berufskrankh*. 1999; 1: 402-406. doi:10.1007/s100390050071
44. Schandelmaier P., Blauth M., Krettek C. Osteosynthese distaler Femurfrakturen mit dem Less Invasive Stabilizing System (LISS). *Operative Orthopädie und Traumatologie*. 2001; 13: 178-197. doi:10.1007/s00064-001-1018-z
45. Schandelmaier P., Stephan C., Krettek C. Less-invasive-stabilizing-System (LISS). *Trauma und Berufskrankheit*. 2001; 3 (4): S439-S446. doi:10.1007/s100390000280
46. Frigg R., Appenzeller A., Christensen R., Frenk A., Gilbert S., Schavan R. The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS). *Injury*. 2001; 32 (3): S-C-24-C31. doi:10.1016/s0020-1383 (01)00181-4
47. Wagner M., Frigg R. Locking Compression Plate (LCP): Ein neuer AO-Standard. *OP-Journal*. 2000; 16 (3): 238-245. doi:10.1055/s-2007-977512
48. Sommer C., Gautier E., Müller M., Helfet D.L., Wagner M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*. 2003; 34 (2): S-B43-B54. doi:10.1016/j.injury.2003.09.024
49. Frigg R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B6-B10. doi:10.1016/j.injury.2003.09.020
50. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B31-B42. doi:10.1016/j.injury.2003.09.023
51. Perren S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2002; 84-B (8), 1093-1110. doi:10.1302/0301-620X.84B8.13752
52. Gautier E., Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B63-B76. doi:10.1016/j.injury.2003.09.026
53. Buckley R.E. Moran C.G., Apivatthakakul T. AO principles of fracture management : [Third edition]. Thieme Verlagsgruppe; 2017. 1120.
54. Lenz M., Wahl D., Gueorguiev B., Jupiter J., Perren S.M. Concept of variable angle locking - evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *Journal of Orthopaedic Research*. 2015; 33 (7): 988-992. doi:10.1002/jor.22851
55. Hebert-Davies J., Laflamme G.Y., Rouleau D., Canet F., Sandman E., Li A., Petit Y. A biomechanical study comparing polyaxial locking screw mechanisms. *Injury*. 2013; 44 (10): 1358-1362. doi:10.1016/j.injury.2013.06.013
56. Tidwell J.E., Roush E.P., Ondeck C.L., Kunselman A.R., Reid J.S., Lewis G.S. The biomechanical cost of variable angle locking screws. *Injury*. 2016; 47 (8): 1624-1630. doi:10.1016/j.injury.2016.06.001
57. Tank J.C., Schneider P.S., Davis E., Galpin M., Prasararn M.L., Choo A.M., Munz J.W., Achor T.S., Kellam J.F., Gary J.L. Early Mechanical Failures of the Synthes Variable Angle Locking Distal Femur Plate. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2016; 30 (1): e7-e11. doi:10.1097/BOT.0000000000000391
58. Schoch B., Hast M.W., Mehta S., Namdari S. Not all polyaxial locking screw technologies are created equal. *JBJS Reviews*. 2018; 6 (1): 1-8. doi:10.2106/JBJS.RVW.17.00049
42. Haas N.P., Schütz M., Hoffmann R., Südkamp N.P. LISS – Less Invasive Stabilization System – ein neuer Fixateur intern für distale Femurfrakturen. *OP-Journal*. 1997; 13: 340-344.
43. Falck M., Höntsch D., Krackhardt T., Weise K. LISS (less invasive stabilization system) als minimalinvasive Alternative bei distalen Femurfrakturen. *Trauma Berufskrankh*. 1999; 1: 402-406. doi:10.1007/s100390050071
44. Schandelmaier P., Blauth M., Krettek C. Osteosynthese distaler Femurfrakturen mit dem Less Invasive Stabilizing System (LISS). *Operative Orthopädie und Traumatologie*. 2001; 13: 178-197. doi:10.1007/s00064-001-1018-z
45. Schandelmaier P., Stephan C., Krettek C. Less-invasive-stabilizing-System (LISS). *Trauma und Berufskrankheit*. 2001; 3 (4): S439-S446. doi:10.1007/s100390000280
46. Frigg R., Appenzeller A., Christensen R., Frenk A., Gilbert S., Schavan R. The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS). *Injury*. 2001; 32 (3): S-C-24-C31. doi:10.1016/s0020-1383 (01)00181-4
47. Wagner M., Frigg R. Locking Compression Plate (LCP): Ein neuer AO-Standard. *OP-Journal*. 2000; 16 (3): 238-245. doi:10.1055/s-2007-977512
48. Sommer C., Gautier E., Müller M., Helfet D.L., Wagner M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*. 2003; 34 (2): S-B43-B54. doi:10.1016/j.injury.2003.09.024
49. Frigg R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B6-B10. doi:10.1016/j.injury.2003.09.020
50. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B31-B42. doi:10.1016/j.injury.2003.09.023
51. Perren S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2002; 84-B (8), 1093-1110. doi:10.1302/0301-620X.84B8.13752
52. Gautier E., Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*. 2003; 34 (2): S-B63-B76. doi:10.1016/j.injury.2003.09.026
53. Buckley R.E. Moran C.G., Apivatthakakul T. AO principles of fracture management : [Third edition]. Thieme Verlagsgruppe; 2017. 1120.
54. Lenz M., Wahl D., Gueorguiev B., Jupiter J., Perren S.M. Concept of variable angle locking - evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *Journal of Orthopaedic Research*. 2015; 33 (7): 988-992. doi:10.1002/jor.22851
55. Hebert-Davies J., Laflamme G.Y., Rouleau D., Canet F., Sandman E., Li A., Petit Y. A biomechanical study comparing polyaxial locking screw mechanisms. *Injury*. 2013; 44 (10): 1358-1362. doi:10.1016/j.injury.2013.06.013
56. Tidwell J.E., Roush E.P., Ondeck C.L., Kunselman A.R., Reid J.S., Lewis G.S. The biomechanical cost of variable angle locking screws. *Injury*. 2016; 47 (8): 1624-1630. doi:10.1016/j.injury.2016.06.001
57. Tank J.C., Schneider P.S., Davis E., Galpin M., Prasararn M.L., Choo A.M., Munz J.W., Achor T.S., Kellam J.F., Gary J.L. Early Mechanical Failures of the Synthes Variable Angle Locking Distal Femur Plate. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2016; 30 (1): e7-e11. doi:10.1097/BOT.0000000000000391
58. Schoch B., Hast M.W., Mehta S., Namdari S. Not all polyaxial locking screw technologies are created equal. *JBJS Reviews*. 2018; 6 (1): 1-8. doi:10.2106/JBJS.RVW.17.00049