

СРАВНИТЕЛЬНОЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ПЛАСТИНЫ ДЛЯ ПЕРЕДНЕЙ СТАБИЛИЗАЦИИ И ДОРСАЛЬНЫХ СИСТЕМ ФИКСАЦИИ НА УРОВНЕ C1–C2-ПОЗВОНКОВ

А.А. Кулешов, А.Н. Шкарубо, Н.С. Гаврюшенко,
И.С. Громов, М.С. Ветрилэ, Л.В. Фомин, В.В. Маршаков

ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»
Минздрава России, ФГАУ «Научно-исследовательский институт нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко»
Минздрава России, Москва, РФ

На базе испытательной лаборатории ортопедо-травматологических изделий проведено экспериментальное исследование по оценке прочности фиксации металлоконструкциями на уровне C1–C2-позвонков. Опыты проводили на трупных блок-препаратах (4) и пластиковых моделях (8) краниовертебрального отдела позвоночника. В качестве фиксаторов использовали авторскую индивидуальную пластину, крючковую систему, винтовые системы по Magerl и по Harms. Первым этапом проводили эксперимент, имитирующий поворот головы вправо («кручение»), вторым — имитирующий наклон головы вперед («трехточечное давление»). Показано, что по прочности и стабильности фиксации краниовертебрального сегмента предложенная металлическая пластина не уступает дорсальным системам фиксации.

Ключевые слова: эксперимент, дорсальная система фиксации, передняя стабилизация, краниовертебральный сегмент, прочность фиксации.

Comparative Experimental Study of Custom Made Plate for Anterior Stabilization and Dorsal Fixation Systems at C1-C2 Vertebrae Level

A.A. Kuleshov, A.N. Shkarubo, N.S. Gavryushenko,
I.S. Gromov, M.S. Vetrile, L.V. Fomin, V.V. Marshakov

Central Institute of Traumatology and Orthopaedics named after N.N. Priorov, Scientific Research
Neurosurgery Institute named after the academician Nikolay Nilovich Burdenko Moscow, Russia

Experimental study on the evaluation of strength of fixation with metal constructions at the level of C1-C2 vertebrae was performed on the basis of test laboratory for orthopaedic and traumatologic products. Experiments were performed on the cadaver block preparation (4) and plastic models (8) of craniovertebral spine. Authors' custom made plate, hook system, screw systems by Magerl and Harms were used as fixators. First step was the imitation of the turning of the head to the right ("twisting"), second step — imitation of head tilting forward ("three point pressure"). It was shown that by its strength and stability of craniovertebral segment the elaborated metal plate was not inferior to dorsal fixation systems.

Key words: experiment, dorsal fixation system, anterior stabilization, craniovertebral segment, strength of fixation.

Введение. В настоящее время предложено множество способов фиксации и стабилизации шейного отдела позвоночника, от выбора которого, в частности, зависит результат операции. В основном применяются крючковые и винтовые системы фиксации [1–4].

Оперативное лечение пациентов с патологическими процессами краниовертебральной области со стенозом позвоночного канала предусматривает двухэтапный подход: первым этапом выполняют дорсальную фиксацию позвоночника (с декомпрессией позвоночного канала и без нее), вторым этапом — переднюю декомпрессию позвоночного канала [4]. С целью минимизации операционной травмы нами была разработана и внедрена в клиническую практику индивидуальная металлическая пластина для передней фиксации C1–C2-позвонков из

трансортального доступа. Пластина изготовлена из титанового сплава Ti 6Al4V, учитывает все анатомические особенности C1- и C2-позвонков и их взаимоотношения, фиксируется с помощью четырех винтов, вводимых в боковые массы C1-позвонка и в тело C2-позвонка (по два винта). Использование индивидуальной конструкции с заранее определенным углом введения винтов значительно упрощает установку пластины и не требует использования КТ-навигации.

В литературе представлено немало результатов экспериментальных исследований, выполненных на уровне краниовертебрального перехода: изучали как остаточную стабильность краниовертебрального сегмента при различных повреждениях [1], так и изменения объема движений при различных типах фиксации [5–15]. Однако работ, по-

священных оценке надежности фиксации, мы не встретили.

Цель исследования: в эксперименте оценить прочность и стабильность фиксации (крючковая фиксация, винтовая фиксация по Magerl и по Harms, авторская пластина) на уровне C1–C2-позвонков при физиологических нагрузках.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проводили на базе испытательной лаборатории ортопедо-травматологических изделий ЦИТО. В экспериментах использовали трупные блок-препараты (4 штуки) и пластиковые модели (8) краниовертебрального отдела позвоночника.

Изъятие трупных блок-препаратов позвоночных сегментов проводили на секции в сроки до 48 ч после смерти в соответствии с требованиями подготовки тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических исследований [16]. Причины смерти не оказывали влияния на структуру тканей краниовертебрального отдела позвоночника. На трупных блоках оценивали стабильность и прочность фиксации передней пластиной и крючковой системой.

Пластиковые полномасштабные 3D-модели краниовертебрального сегмента формировали с помощью стереолитографа на основании данных КТ пациента, используя фотополимеризующие растворы (полиметилметакрилат). Все модели имели одинаковый размер и плотность материала. На пластиковых моделях оценивали стабильность и прочность фиксации передней пластиной, крючковой системой, винтовой системой по Magerl и по Harms.

Каждый блок-препарат состоял из затылочной кости черепа, соединенной с шейным отделом позвоночника. С помощью инструментов (скальпеля, долота, высокоскоростной дрели, ламинотомов) удаляли переднюю дугу C1-позвонка и резецировали зубовидный отросток C2-позвонка (рис. 1).

Перед экспериментом осуществляли монтаж и установку передней металлической пластины, крючковой системы, винтовых систем по Magerl и по Harms (рис. 2) с соблюдением общих правил установки конструкций [2, 4, 10]. Производителем индивидуальной металлической пластины и вин-

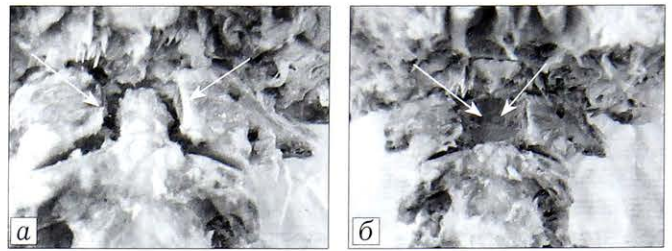


Рис. 1. Трупный блок-препарат после выполненных манипуляций.

Стрелками показаны область резекции переднего полукольца C1-позвонка (а) и область резекции зубовидного отростка C2-позвонка (б).

тов является завод «КонМет» (Россия), крючковой и винтовой систем — «Legacy Medtronic Vertex» (США).

Опыты выполняли на многофункциональной экспериментальной машине W+B (walter+bai ag) фирмы «LFV-10-T50» (Швейцария), в зажимах которой закрепляли подготовленные блоки или пластиковые модели.

Первым этапом проводили эксперимент, имитирующий поворот головы вправо, — «кручение»: при фиксированной затылочной кости осуществляли поворот шейного отдела позвоночника по часовой стрелке. Анатомическими ориентирами при фиксации блок-препарата в экспериментальной машине являлись в неподвижном сегменте затылочная кость, в подвижном сегменте C4-позвонок, максимальная нагрузка приходилась на сегмент C1–C2-позвонков. В данном исследовании определяли прикладываемую для совершения крутящего маневра (угол поворота) силу (Нм), в результате воздействия которой произойдет разрушение модели или нарушится стабильность фиксации. Необходимо отметить, что угол поворота зависит

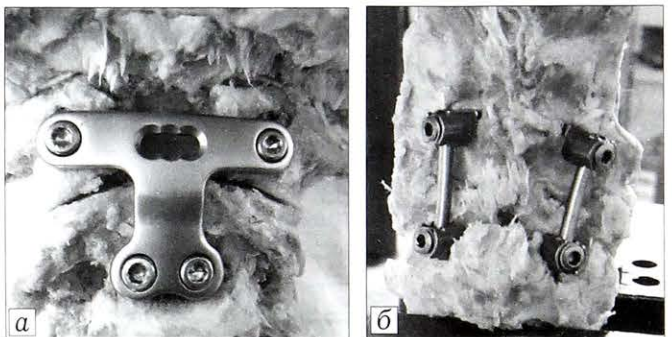
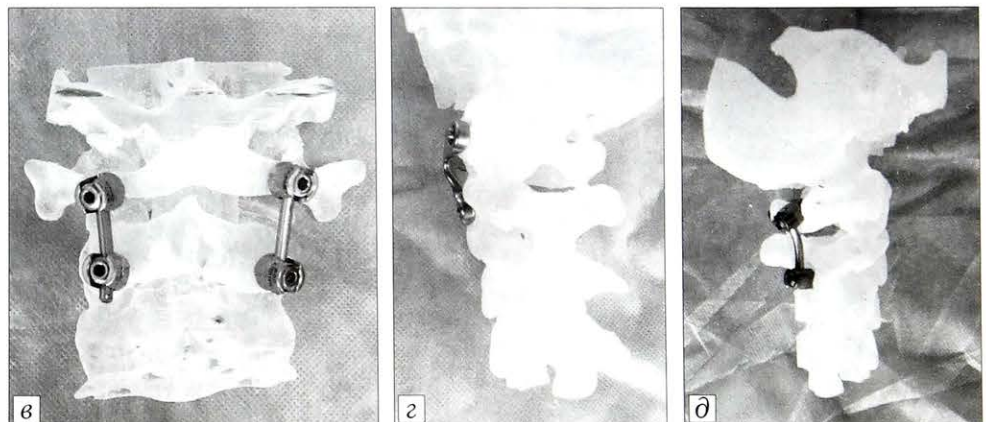


Рис. 2. Монтаж систем стабилизации C1–C2-позвонков после резекции переднего полукольца C1-позвонка и зубовидного отростка C2-позвонка на трупном блок-препарате (а, б) и стереолитографической модели (в–д).

а, г — индивидуальная пластина (два винта фиксированы в боковых массах C1-позвонка и два винта — в теле C2-позвонка; б, в — крючковая система фиксации; д — винтовая фиксация по Harms.



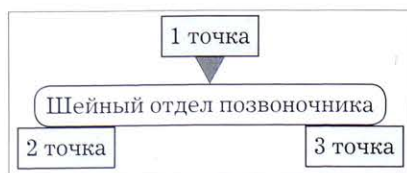


Рис. 3. Схема проведения эксперимента «трехточечное давление». Объяснения в тексте.

от степени стабильности и прочности фиксации металлоконструкцией: чем стабильнее фиксация сегмента металлоконструкцией, тем большую силу необходимо приложить для совершения поворота. Верно и обратное утверждение — чем менее стабильна фиксация сегмента, тем меньшую силу необходимо приложить для совершения поворота.

Вторым этапом проводили эксперимент, имитирующий наклон головы вперед, — метод «трехточечного давления» (рис. 3). Исследование выполняли в одинаковых условиях с расстоянием между точками 2 и 3, равным 75 мм. Анатомическими ориентирами положения блок-препаратов в экспериментальной машине явились в точке 1 межпозвоночный диск позвонков С1 и С2, в точке 2 затылочная кость, в точке 3 С4-позвонок. Давление машиной на диск С1–С2-позвонков осуществляли ровно посередине закрепленного блока. В данном исследовании оценивали силу (кг), прикладываемую к точке 1, необходимую для разрушения металлоконструкции или блок-препаратов.

Экспериментальная часть работы включала 8 серий испытаний на пластиковых моделях. В ходе эксперимента осуществляли зрительный контроль, электронную и рукописную регистрацию результата опыта. Поворотный маневр («кручение») и надавливание («трехточечное давление») совершали до полного перелома (разрушения) препаратов или выхода винтов из позвонков, что регистрировали как визуально, так и в электронном виде потерей мощности, выдаваемой экспериментальной машиной.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Эксперимент, имитирующий поворот головы («кручение»)

В серии исследований на трупных блок-препаратах, фиксированных металлической пластиной, при поворотном маневре максимальная

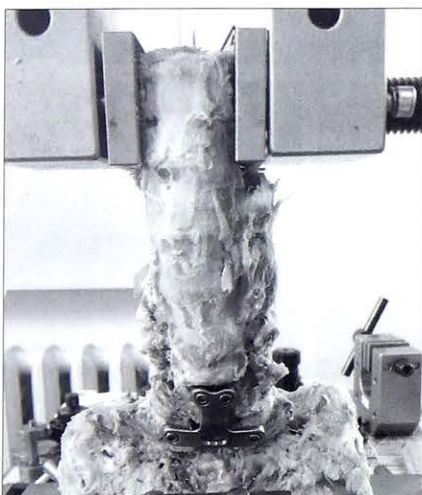


Рис. 4. Блок-препарат с индивидуальной пластиной, фиксированный в тисках экспериментальной машины.

сила, прикладываемая для совершения крутящего воздействия, составляла в среднем 10,6 Н·м при максимальном повороте в 50°, при увеличении нагрузки происходил выход винтов из тела С2-позвонка (рис. 4). В случае фиксации крючковой системой соответствующие показатели составили 4,1 Н·м и 70°, при увеличении нагрузки констатировали разрушение дуги С1-позвонка (рис. 5, а).

Таким образом, в ходе теста на «кручение» отмечено, что сила, необходимая для нарушения целостности фиксации пластиной, в 2,5 раза выше, чем при крючковой фиксации, т.е. пластина в рамках нашего эксперимента показала большую стабильность и прочность.

Исследования на пластиковых моделях, фиксированных металлической пластиной, показали, что при поворотном маневре максимальная сила, прикладываемая для совершения крутящего воздействия, составила 48 Н·м при максимальном повороте в 35°. При увеличении нагрузки произошло разрушение пластиковой модели ниже места крепления пластины, выхода винтов из позвонков С1 и С2 не отмечено.

В серии исследований на пластиковых моделях, фиксированных крючковой системой, при поворотном маневре максимальная сила, прикладываемая для совершения крутящего воздействия, составила 42 Н·м при максимальном повороте в 43°. Следует отметить, что на 27° визуально определялась трещина дуги С1-позвонка, потери мощности, выдаваемой экспериментальной машиной, не отмечено,

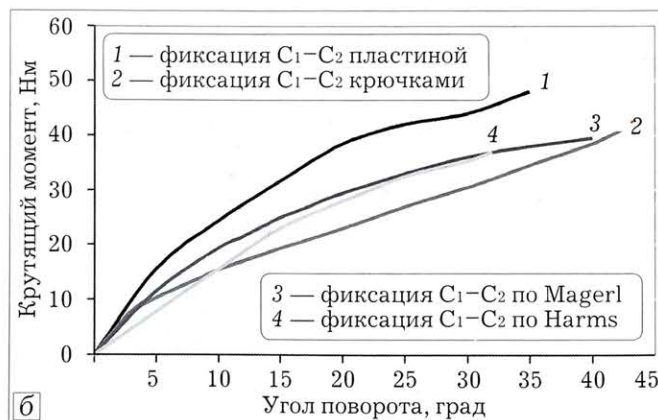
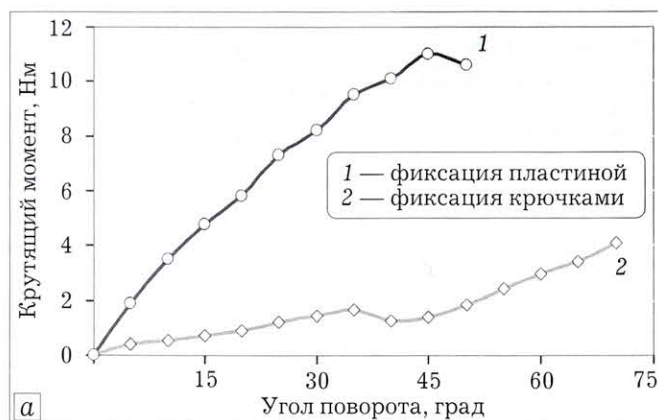


Рис. 5. Результаты эксперимента «кручение», выполненного на трупных блок-препаратах (а) и на пластиковых моделях (б).

опыт продолжился. На 32° появилась трещина в дуге С2-позвонка, однако потери мощности также не отмечено и опыт был продолжен. Разрушение дуги С1-позвонка констатировали на 43° при потере мощности, выдаваемой экспериментальной машиной.

На моделях, фиксированных винтовой системой по Magerl, при поворотном маневре максимальная сила, прикладываемая для совершения крутящего воздействия, составила 39 Н·м при максимальном повороте в 40°. Прохождение отметки максимального поворота в 40° сопровождалось разрушением модели, потерей мощности и визуально определяемым прорезыванием винтов из боковых масс С1-позвонка.

В серии исследований на пластиковых моделях, фиксированных винтовой системой по Harms, изучаемые показатели составили 36 Н·м и 34°. В момент прохождения данной отметки констатировали разрушение модели, падение мощности, выдаваемой экспериментальной машиной, и визуально определяли выход винтов из дуг С1- и С2-позвонков (рис. 5, б).

Таким образом, максимально прилагаемая сила при выполнении поворотного маневра, которая привела к разрушению пластиковых моделей, выше при фиксации пластиной, чем у металлоконструкций, фиксация которых осуществляется из дорсального доступа.

Эксперимент, имитирующий наклон головы вперед («трехточечное давление»)

В ходе исследований на моделях (рис. 6), фиксированных пластиной, максимальная прикладываемая сила давления составила 305 кг, при увеличении нагрузки произошел перелом модели ниже уровня крепления пластины. Необходимо отметить, что выхода винтов не было.

Максимальная сила давления на пластиковых моделях, фиксированных крючковой системой, составила 195 кг. При продолжении увеличения нагрузки произошло полное разрушение дуг фиксированных позвонков и перелом модели на уровне С1–С2-позвонков. Аналогичный показатель на моделях, фиксированных винтовой конструкцией по Harms, составил 122 кг, при увеличении нагрузки произошел выход винта из боковых масс С2-позвонка. Максимальная сила давления при фиксации винтовой конструкцией по Magerl составила 200 кг, при увеличении нагрузки произошел перелом модели в области боковых масс С2-позвонка.

Таким образом, по результатам теста «трехточечного давления» максимальную нагрузку в 305 кг выдержала индивидуальная пластина (рис. 7).

ОБСУЖДЕНИЕ

Проведенное нами исследование по оценки прочности и стабильности фиксации выявило умеренное превосходство индивидуальной передней пластины по сравнению с дорсальными системами фиксации С1–С2-позвонков. F. Kandziora и соавт. [10] на

Рис. 6. Эксперимент «трехточечное давление»: механизм фиксации и давления.

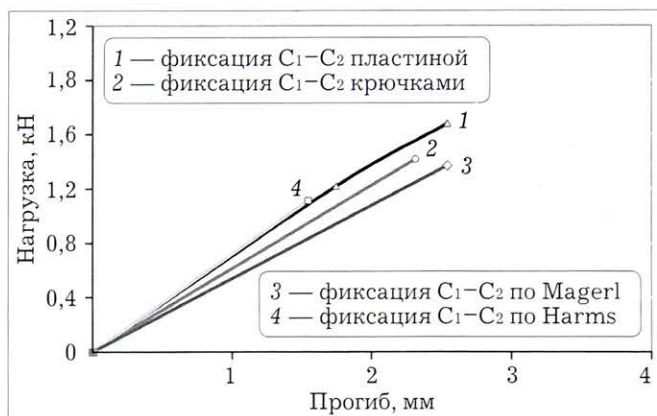


Рис. 7. Результаты эксперимента «трехточечного давления», выполненного на пластиковых моделях.

8 человеческих трупных блоках краниовертебрального сочленения исследовали метод фиксации по Magerl (трансартикулярная атлантоаксиальная винтовая фиксация с дополнительным использованием «Н»-образного костного трансплантата, фиксированного металлической проволокой в виде «8») и метод фиксации по Harms — Brooks [17] (сочетание трансоральной атлантоаксиальной стабилизации пластиной и задней атлантоаксиальной проволоочной фиксации с использованием «Н»-образного костного трансплантата). Установлено, что наибольшим стабилизирующим эффектом обладает метод фиксации по Harms — Brooks, чуть меньшим — метод фиксации по Magerl. Ряд исследователей [9, 18] применяли пластину Harms при различных опухолевых процессах, локализующихся на уровне краниовертебрального перехода, однако данная пластина не нашла широкого применения и на сегодняшний день не используется [19]. Целью У. Ну и соавт. [20] было сравнить стабильность стандартных дорсальных систем фиксации и передней пластины с дополнительной фиксацией зубовидного отростка С2-позвонка. Исследование проведено на трупных блок-препаратах. Фиксация передней пластиной показала превосходную степень надежности при нагрузочных тестах, превзойдя дорсальные системы фиксации. Авторы отметили, что данная пластина, продемонстрировавшая отличную биомеханическую стабильность, может быть использована при работе с переломами палача, зубо-

видного отростка, повреждении дисков на данном уровне. Кроме того, при фиксации передней пластиной появляется возможность сохранить функцию атлантаксиального сустава, что может быть ценнейшей стратегией при лечении нестабильных переломов С1–С2-позвонков и сопоставимо с результатами нашего исследования. Р. Platzer и соавт. [13] создали пластину для передней стабилизации С1–С2-позвонков с дополнительной фиксацией зубовидного отростка. Авторы провели эксперимент на трупных блок-препаратах шейного отдела позвоночника, который заключался в исследовании прочности фиксации передней пластиной с дополнительной фиксацией зубовидного отростка в сравнении с фиксацией зуба одним или двумя канюлированными винтами. По результатам эксперимента значительное статистически значимое превосходство продемонстрировала фиксация пластиной с винтом в зубовидном отростке, которая выдержала нагрузку, составившую 84% от максимальной. При этом фиксация одним или двумя винтами показала примерно одинаковый результат — 50% от максимальной нагрузки.

Метод трансоральной стабилизации сегмента С1–С2-позвонков является безопасным и эффективным. Строгое соблюдение анатомических ориентиров при установке индивидуальной пластины обеспечивает достижение положительных результатов оперативного лечения в клинической практике. Определенную сложность представляет анатомический доступ и правильность расположения винтов в С1- и С2-позвонках. Хирурги нередко сталкиваются с проблемой правильной установки винтов, и вопрос их позиционирования до конца не решен. Использование индивидуальной конструкции с заранее определенным углом введения винтов значительно упрощает момент установки пластины и не требует использования КТ-навигации. F. Ai и соавт. [6] на кадаверах оценили безопасность методики установки пластины на уровне С1–С2 и изучили анатомические особенности различных структур, встречаемых при выполнении трансорального доступа. Руководствуясь полученными данными, авторы выполнили 2 операции по трансоральной декомпрессии и стабилизации С1–С2-позвонков пластиной, констатируя эффективность одноэтапного трансорального подхода к хирургическому лечению атлантаксиальной дислокации с компрессией спинного мозга за счет передних структур, особенно в случаях базилярной инвагинации. В заключение авторы отметили, что правильная установка винтов в боковые массы С1-позвонка и транспедикулярная установка винтов в С2-позвонок является залогом правильной фиксации пластины и получения хорошего результата лечения.

Методика трансоральной стабилизации изучается давно, активно проводятся работы по изготовлению и модернизации пластины для фиксации С1–С2-позвонков. А.А. Луцик и соавт. [3] разработали методы переднего атлантаксиального спон-

дилодеза, в том числе с помощью конструкций из металла с памятью формы и пористыми титанни-келевыми имплантатами. Однако громоздкость и ненадежность фиксации ограничили их использование в медицинской практике [2, 4, 17].

В нашей работе мы не оценивали остаточную мобильность фиксированного сегмента. Максимальное сохранение полноценного объема движений на краниовертебральном уровне является неотъемлемой составляющей оперативного лечения позвоночника. Рядом авторов была проведена оценка остаточной стабильности. Так, В. Lu и соавт. [5] изобрели протез атлантозубовидного сустава и провели оценку эффективности стабилизации и изменения объема движений по сравнению с пластиной Harms. Использованы 24 свежих трупных блока с резецированной передней дугой С1-позвонка и удаленным зубовидным отростком. По результатам использования протеза атлантозубовидного сустава имелись ограничения сгибания и разгибания, однако в отношении осевого вращения показатели были сопоставимы с нормой. Пластина Harms обуславливала ограничение сгибания, разгибания и осевого вращения [5]. X. Cai и соавт. [15] несколько модифицировали протез атлантозубовидного сустава и также провели эксперимент на трупных блок-препаратах. Модификация протеза коснулась в основном способа крепления пластины к С2-позвонку: винты стали вводить не только в тело позвонка, но и транспедикулярно, что значительно улучшило показатели прочности фиксации. В заключение авторы отметили, что разработанный протез атлантозубовидного сустава для стабилизации атлантаксиальной нестабильности в значительной степени сохраняет объем движений, который существенно уменьшается при использовании традиционных методов фиксации [14].

Говоря о дорсальных системах фиксации С1–С2-позвонков, многие отечественные и зарубежные авторы отдают предпочтение методике фиксации по Harms. Метод задней трансартикулярной винтовой фиксации данного уровня считается наиболее прочным [21–24]. Ламинэктомия С1-позвонка и ревизия спинного мозга при этом осуществляются без существенного ущерба стабилизирующему эффекту операции.

Проведение трансартикулярной фиксации винтами по Magerl ограничено определенными сложностями: по ходу введения винта располагаются, с одной стороны, позвоночная артерия, а с другой — спинной мозг. Это требует постоянного использования двухплоскостной ЭОП-скопии ввиду риска ранения вертебральных артерий. Р. Vergara и соавт. [15] в эксперименте сравнили эффективность фиксации С1–С2-позвонков по методикам Magerl и Harms. Исследование выполнено на 200 пациентах с атлантаксиальной нестабильностью. Из 200 операций 90 были выполнены по методике Harms (группа Н) и 110 — по методике Magerl (группа М). Группы были сопоставимы по длительности оперативного вмешательства, кровопотере,

выраженности боли в послеоперационном периоде и срокам госпитализации. Положительная динамика выраженности боли и функции верхних и нижних конечностей после операций имела место в обеих группах, но не являлась статистически значимым результатом. Частота интраоперационных осложнений составила 2,1% в группе Н и 21% в группе М ($p < 0,05$), частота послеоперационных осложнений — 10,6 и 21% соответственно ($p > 0,05$). Самыми частыми осложнениями были повреждение позвоночной артерии (2,1% в группе Н и 13,1% в группе М, $p = 0,05$) и перелом винтов (2,1 и 9,2% соответственно, $p > 0,05$). Скорость сращения костных отломков оказалась незначительно выше в группе Н. Диапазон движений при сгибании/разгибании на уровне С1–С2 в конце наблюдения был меньше в группе Н ($p = 0,017$). В выводах авторы отметили, что методы фиксации по Magerl и Harms эффективны при стабилизации атлантаксиального комплекса, однако метод Harms представляется более безопасным ввиду меньшего числа осложнений и более надежной длительной фиксации.

С особой осторожностью следует относиться к выполнению окципитоспондилодеза, если он используется как основной метод лечения. Данная операция является операцией «отчаяния» и должна проводиться по строгим показаниям, так как значительно ограничивает объем движений в краниоцервикальном отделе позвоночника. D. Grob и соавт. [7] провели биомеханическое сравнительное исследование окципитоспондилодеза и трансартикулярной фиксации для определения степени ограничения движений (флексии, экстензии, бокового изгиба и осевого вращения). При этом они отметили значительно более надежную фиксацию по Magerl ротационных движений, в то время как флексивно-экстензионные смещения надежнее фиксировались методами окципитоспондилодеза. Эти наблюдения были подтверждены и другими исследователями [1, 2, 8].

Заключение. Проведенное нами экспериментальное исследование показало, что по степени прочности и стабильности фиксации индивидуальная металлическая пластина краниовертебрального сегмента не уступает дорсальным системам фиксации. Предложенная нами индивидуальная металлическая пластина может занять достойное место в хирургии краниовертебрального сочленения.

ЛИТЕРАТУРА [REFERENCES]

1. Ветрилэ С.Т., Колесов С.В. Краниовертебральная патология. М.: Медицина; 2004: 191–200 [Vetrile S.T., Kolesov S.V. Craniovertebral pathology. Moscow: Meditsina; 2004: 191–200 (in Russian)].
2. Есин И.В. Хирургия повреждений краниовертебральной области: Дис. ... канд. мед. наук. М.; 2006 [Esin I.V. Surgery for craniovertebral region injuries. Cand. med. sci. Diss. Moscow; 2006 (in Russian)].
3. Луцки А.А., Раткин И.К., Никитин М.Н. Краниовертебральные повреждения и заболевания. Новосибирск; 1998 [Lutsik A.A., Ratkin I.K., Nikitin M.N. Craniovertebral injuries and diseases. Novosibirsk; 1998 (in Russian)].

4. Шкарубо А.Н. Хирургия опухолей основания черепа с использованием трансназального и трансорального доступов с эндоскопическим контролем (аденомы гипофиза, краниофарингиомы, хордомы): Дис. ... д-ра мед. наук. М.; 2007: 21–49 [Shkarubo A.N. Surgery for the base of the skull tumors via transnasal and transoral approaches with endoscopic control (pituitary adenomas, craniopharyngiomas, chondromas). Dr. med. sci. Diss. Moscow; 2007: 21–49 (in Russian)].
5. Lu B., He X., Zhao C.-G., Li H.-P., Wang D. Biomechanical study of artificial atlanto-odontoid joint. Spine (Phila Pa 1976). 2009; 34 (18): 1893–9.
6. Ai F.Z., Yin Q.S., Xu D.C., Xia H., Wu Z.H., Mai X.H. Transoral atlantoaxial reduction plate internal fixation with transoral transpedicular or articular mass screw of c2 for the treatment of irreducible atlantoaxial dislocation: two case reports. Spine (Phila Pa 1976). 2011; 36 (8): E556–E562.
7. Grob D., Jeanneret B., Aebi M., Markwalder T. Atlanto-axial fusion with transarticular screw fixation. J. Bone Joint Surg. Br. 1991; 73 (6): 221–7.
8. Hajek P.D., Lipka J., Hartline P., Saha S., Albright J.A. Biomechanical study of C1–C2 posterior arthrodesis techniques. Spine (Phila Pa 1976). 1993; 18 (2): 173–177.
9. Jenzenszky D., Fecete T.F., Melcher R., Harms J. C2 prosthesis anterior upper cervical fixation device to reconstruct the second cervical vertebra. Eur. Spine J. 2007; 16 (10): 1695–1700.
10. Kandziora F., Kerschbaumer F., Starker M., Mittlmeier T. Biomechanical assessment of transoral plate fixation for atlantoaxial instability. Spine (Phila Pa 1976). 2000; 25 (12): 1555–61.
11. Kerschbaumer F., Kandziora F., Klein C., Mittlmeier T., Starker M. Transoral decompression, anterior plate fixation, and posterior wire fusion for irreducible atlantoaxial kiphosis. Spine (Phila Pa 1976). 2000; 25 (20): 2708–15.
12. El Masry M.A., El Assuity W.I., Sadek F.Z., Salah H. Two methods of atlantoaxial stabilisation for atlantoaxial instability. Acta Orthop. Belg. 2007; 73 (6): 741–6.
13. Platzer P., Eipeldauer S., Leitgeb J., Aldrian S., Vecsei V. Biomechanical comparison of odontoid plate fixation versus odontoid screw fixation. J. Spinal Disord. Tech. 2011; 24 (3): 164–9.
14. Cai X., He X., Li H., Wang D. Total atlanto-odontoid joint arthroplasty system: a novel motion preservation device for atlantoaxial instability after odontoidectomy. Spine (Phila Pa 1976). 2013; 38 (8): E451–7.
15. Vergara P., Bal J.S., Hickman Casey A.T., Crockard H.A., Choi D. C1–C2 posterior fixation: are 4 screws better than 2? Neurosurgery. 2012; 71 (1 Suppl Operative): 86–95.
16. Сикилинда В.Д., Акопов В.И., Хлопонин П.А. и др. Подготовка тканей экспериментальных животных и человека для биомеханических и морфологических исследований: Методические рекомендации. Ростов-на-Дону — Санкт-Петербург; 2002 [Sikilinda V.D., Akopov V.I., Khloponin P.A., et al. Preparation of experimental animal and human tissues for biological and morphologic examination. Methodical recommendations. Rostov-na-Donu – St. Petersburg; 2002 (in Russian)].
17. Kim Y.J., Lenke L.G., Bridwell K.H., Cho Y.S., Riew K.D. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine is it safe? Spine (Phila Pa 1976). 2004; 29 (3): 333–42.
18. Sar C., Elarp L. Transoral resection and reconstruction for primary osteogenic sarcoma of the second cervical vertebra. Spine (Phila Pa 1976). 2001; 26 (17): 1936–41.
19. Yin Q., Ai F., Zhang K., Xia H., Wu Z., Quan R., Mai X., Liu J. Irreducible anterior atlantoaxial dislocation: one-stage treatment with a transoral atlantoaxial reduction

- plate fixation and fusion. Spine (Phila Pa 1976). 2005; 30 (13): E375–81.
20. Hu Y., Dong W.X., Kepler C.K., Yuan Z.S., Sun X.Y., Zhang J., Xie H. A novel anterior odontoid screw plate for C1–C3 internal fixation. Spine (Phila Pa 1976). 2016; 41 (2): E64–72.
 21. Jeanneret B., Magerl F., Stanic M. Thrombosis of the vertebral artery – a rare complication following traumatic spondylolisthesis of the second cervical vertebra. Spine (Phila Pa 1976). 1986; 11 (2): 179–82.
 22. Song G.S., Theodore N., Dickman C.A., Sonntag V.K.H. Unilateral posterior atlanto-axial transarticular screw fixation. J. Neurosurg. 1997; 87: 851–855.
 23. Dickman C.A., Foley K., Sonntag V.K.H., Smith M.M. Cannulated screws for odontoid screw fixation and atlanto-axial transarticular screw fixation: technical note. J. Neurosurg. 1995; 83: 1095–1100.
 24. Cotler J.M., Simpson J.M., Howard S.A., Silveri C.P. Surgery of spinal trauma. Philadelphia; 2000.

Сведения об авторах: Кулешов А.А. — доктор мед. наук, рук. центра вертебрологии ЦИТО; Шкарубо А.Н. — доктор мед. наук, вед. науч. сотр. 8-го отделения НИИ им. Н.Н. Бурденко; Гаврюшенко Н.С. — доктор техн. наук, профессор, зав. испытательной лаборатории ЦИТО; Громов И.С. — врач травматолог-ортопед центра вертебрологии ЦИТО; Ветрылэ М.С. — канд. мед. наук, старший науч. сотр. центра вертебрологии ЦИТО; Фомин Л.В. — науч. сотр. испытательной лаборатории ЦИТО; Маршаков В.В. — врач травматолог-ортопед центра вертебрологии ЦИТО.
Для контактов: Громов Илья Сергеевич. 127299, Москва, ул. Приорова, д. 10, ЦИТО. Тел.: +7 (926) 359–52–29. E-mail: gro-moff1987@mail.ru.

© Коллектив авторов, 2016

СТАБИЛИЗАЦИОННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ГВОЗДЯ С ПЛАСТИЧЕСКОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ FIXION ПРИ ФИКСАЦИИ МОДЕЛИРОВАННЫХ ДИАФИЗАРНЫХ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ (ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)

А.Д. Ямковой, Н.С. Гаврюшенко, В.И. Зоря

ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина» Департамента здравоохранения г. Москвы;
 ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова»
 Минздрава России, ГБОУ ВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет
 им. А.И. Евдокимова» Минздрава России, Москва, РФ

На восьми трупных препаратах человека (два плечевого сегмента, по три сегмента бедра и голени) были смоделированы переломы типа А по классификации АО, для фиксации которых использовали гвоздь с пластической деформацией Fixion. В испытательной лаборатории ЦИТО с помощью универсальной машины определена величина силы, приводящей к смещению костных фрагментов. На основании полученных результатов даны рекомендации по возможной нагрузке в раннем послеоперационном периоде.

Ключевые слова: гвоздь Fixion, «кость в пластмассе», стабильность фиксации, статическая нагрузка, смещение отломков.

Stabilizing Potential of Fixion Nail with Plastic Deformation for Fixation of Simulated Diaphyseal Bone Fractures (Experimental Study)

A.D. Yamkovo, N.S. Gavruyshenko, V.I. Zorya

Municipal Clinical Hospital named after S.P. Botkin, Central Institute of Traumatology
 and Orthopaedics named after N.N. Priorov, A.I. Evdokimov Moscow State Medical & Dental
 University, Moscow, Russia

Type A fractures by AO classification were simulated on eight human cadaveric specimens (2 shoulder segments, 3 femur and 3 crus segments). Fixion nails with plastic deformation were used for fixation. The magnitude of force resulting in bone fragments displacement was determined using universal machine at CITO test laboratory. On the basis of the obtained results the recommendations on the potential load in early postoperative period were given.

Key words: Fixion nail, «bone in plastic», stability of fixation, static load, displacement of fragments.

Введение. Главной задачей лечения переломов является восстановление первоначальной функции за счет анатомической репозиции и стабильной фиксации, позволяющих обеспечить ранние активные движения в смежных суставах с частичной или полной нагрузкой на конечность [1]. Наиболее подходящие механические условия для сращения перелома, т.е. для восстановления биомеханических свойств кости и функциональных возможностей

поврежденного сегмента, обеспечивает остеосинтез [2]. Однако после фиксации перелома неизбежно возникает вопрос: с какого момента и в каком объеме следует начинать давать нагрузку на пораженный сегмент? В целом величина нагрузки остается на усмотрение врача, движения в суставах разрешаются после исчезновения боли [4]. В проведенном нами исследовании в ходе лечения переломов бедра и голени с применением гвоздя Fixion осевая