

© Группа авторов, 2014.

УДК 616.711–073.75–023.5–089

## **Вклад 3D-визуализации в хирургию позвоночника**

**Ph. Merloz, J. Tonetti, M. Milaire, G. Kerschbaumer, S. Ruatti, S. Dao-Lena**

### **3D visualization contribution to the spine surgery**

**Ph. Merloz, J. Tonetti, M. Milaire, G. Kerschbaumer, S. Ruatti, S. Dao-Lena**

Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie; CHU A. Michallon; Grenoble, France

Базовый принцип систем для хирургии с компьютерной ассистенцией (CAS – «Computer Assisted Surgery») заключается в возможности определить в трех плоскостях положение хирургических инструментов как в операционном поле, так и на предоперационных или операционных снимках. Первые системы CAS для позвоночника были внедрены в конце 90-х годов для оптимизации установки транспедикулярных винтов. Применяются две технологии: навигация на базе изображений с компьютерного томографа (КТ) и флюоронавигация, которая является альтернативной системой. В конце первой декады XXI века в хирургии позвоночника стали использоваться новые интраоперационные навигационные технологии. 3D электронно-оптические преобразователи, используемые для визуализации 3 плоскостях подобно КТ. Эта технология при индивидуальных анатомических параметрах позвонков позволяет правильно выбрать оптимальную интрапедикулярную траекторию как на этапе предоперационного планирования, так и во время операции. Она подразумевает цифровую обработку данных КТ-обследования и построение траекторий для имплантации, что позволяет интраоперационно определить корректную точку входа и вектор имплантируемого винта. Мини-роботы типа «Bone Mounted Robot» (робот с фиксацией на кости) являются скорее помощниками при установке вспомогательного инструментария, чем настоящими роботами. Их закрепляют непосредственно на остистый отросток позвонка, а моделирование траектории имплантации происходит на основании КТ-модели. В сравнении с традиционными хирургическими методами навигация обеспечивает высокую степень точности выбора проекции и векторов имплантации транспедикулярных винтов. Преимущество систем навигации становится очевидным при имплантации транспедикулярных имплантатов для исправления больших деформаций позвоночника или на фоне блокирования сегментов позвоночного столба. Мета-анализ показывает, что среди часто используемых навигационных систем навигаторы на базе КТ обеспечивают несколько большую точность, чем системы флюоронавигации 2D. Однако уровень точности этих двух систем немного ниже, чем новых систем флюоронавигации 3D. По степени облучения данные методы можно расположить в убывающем порядке следующим образом: традиционная флюороскопия, флюоронавигация 2D, навигация на базе КТ и флюоронавигация 3D. Кроме того, продолжительность операции при работе с системой флюоронавигации 3D сравнима с традиционной хирургией.

**Ключевые слова:** хирургия позвоночника с компьютерной ассистенцией; навигация в хирургии; ортопедическая хирургия с компьютерной ассистенцией; хирургия позвоночника; хирургия с компьютерной ассистенцией.

The basic principle of systems for computer-assisted surgery (CAS – «Computer Assisted Surgery») consists in the possibility of three-dimensional determining the position of surgical instruments both in the operative field, and in preoperative or operating images. The first CAS systems for the spine were introduced in the late 90s in order to optimize the placement of transpedicle screws. Two technologies are used: navigation based on computer tomograph (CT) images and fluoroscopy which is an alternative system. New intraoperative navigation technologies became to be used in the spine surgery at the end of the first decade of the XXI century. 3D electron-optical converters are used for three-dimensional visualization like CT. In view of individual anatomical parameters of vertebrae this technology allows to choose the optimal intrapedicile trajectory properly both at the stage of preoperative planning and in the process of surgery. It involves digital processing of CT-examination data, and construction of trajectories for implantation thereby allowing to determine the correct entry point and the vector of the screw being implanted intraoperatively. Such mini-robots as «Bone Mounted Robot» (a robot with bone fixation) are more assistants during auxiliary instrumentation placement than real robots. They are fixed directly on the vertebral spinous process, and modeling the trajectory of implantation is carried out on the base of CT-model. Navigation provides the accuracy of high degree for choosing projection and vectors of transpedicile screw implantation comparing with traditional surgical methods. The advantage of navigation systems becomes evident when transpedicile implants are used for correction of the spine large deformities or through locking the spine segments. Meta-analysis demonstrates that among often used navigation systems CT-based navigators provide somewhat greater accuracy than fluoroscopy 2D systems. However, the accuracy level of these two systems is a little lower than that of the new systems of fluoroscopy 3D. As for the degree of exposure (radiation), these methods can be arranged in descending order as follows: traditional fluoroscopy, fluoroscopy 2D, CT-based navigation, and fluoroscopy 3D. Moreover, the surgery duration when using fluoroscopy 3D system is comparable with traditional surgery.

**Keywords:** computer-assisted surgery of the spine; navigation in surgery; orthopedic surgery with computer assistance; spine surgery; computer-assisted surgery.

Хирургические системы с компьютерной ассистенцией (CAS) были внедрены в практику в конце 80-х годов для стереотаксических операций в нейрохирургии с целью введения и позиционирования инструментария при операциях на черепе без прямого доступа в операционную зону. Значение использования компьютерной ассистенции в хирургии заключается в увеличении точности хирургического вмешательства, сокращении осложнений от инвазивного характера хирургических воздействий, уменьшении дозы рентгеновского облучения и совершенствовании операционных протоколов благодаря возможности проведения сохранных опера-

тивных вмешательств. Базовым принципом систем CAS является совмещение в трехмерном пространстве положения хирургических инструментов в операционном поле с положением этих инструментов на предоперационных изображениях (КТ или МРТ) или интраоперационной рентгенографии. С начала 90-х годов технологии САО развивались и нашли применение в ортопедии, особенно, в хирургии позвоночника, где решают две задачи – клиническую и технологическую.

#### **1. Навигация на базе КТ:**

Три процедуры, которые необходимо проводить при каждой регистрации (калибровке) (табл. 1).

Таблица 1

Основные преимущества и недостатки различных навигационных систем, предложенных для установки транспедикулярных винтов

Методики	Преимущества	Недостатки
На базе КТ (на основе точек или регистрации поверхности)	+ Полная 3D визуализация + Плотность костной ткани	- Предоперационный снимок - Облучение (пациент) - Открытый доступ
Флюороскопия 2D	+ Нет необходимости в предоперационных снимках + Не нужно реконструкции + Прост в использовании + Надежность	- Визуализация 2D - Нет осевого обзора - Облучение (пациент + персонал)
Флюороскопия 3D	+ Нет необходимости в предоперационных снимках + Не нужно реконструкции + Визуализация «СТ like» (3D)	- Облучение (пациент + персонал) - Цена
Шаблон (по размеру)	+ Визуализация на базе КТ + Не нужно реконструкции	- Полуактивная система
Роботы	+ Активная система + Основа КТ	- Цена

### 1.1. Реконструкция на базе КТ (или регистрация 3D/3D)

Регистрация на базе КТ (или навигация на базе КТ) была первой техникой навигации, описанной в литературе [1, 2]. Это наиболее сложная процедура, которая заключается в предоперационной маркировке поверхности с оцифровыванием некоторого количества точек на дуге оперируемого позвонка. Точки выбираются случайно при помощи ориентированного в пространстве щупа со считывающим элементом с образованием «облака точек». На практике требуется от 50 до 80 таких точек. Далее происходит сопоставление этих точек с точками на поверхности 3D модели этого же позвонка, реконструированной по срезам предоперационного КТ исследования. Это сопоставление выполняется по-точечно, обеспечивая так называемое «жесткое сопоставление». Речь идет о технологии навигации путем маркировки поверхности [1, 2] или навигации «3D/3D» (рис. 1). Однократно подтвердив достоверность навигации, можно начать хирургические манипуляции («пассивная система»). Этот метод, обладая обычной точностью до 1 мм и превосходной надежностью, позволил значительно сократить число не корректно проведенных через ножку позвонка винтов [2].

Технология навигации на базе КТ обеспечивает трехмерное изображение по принципу «открыто-

го доступа» и дает информацию о плотности кости (табл. 1). Однако у нее есть недостаток, связанный с необходимостью выполнять предоперационное КТ-исследование с меньшим шагом среза (с дополнительной лучевой нагрузкой на пациента) и традиционный хирургический доступ (рис. 1). Эта методика обычно несколько увеличивает продолжительность операции (менее 5 минут на каждый позвонок). Кроме того, возникают многочисленные трудности, связанные с сопоставлением данных. Обычно это следствие получения неточных данных (оцифровка точек) во время работы в операционной. Тем не менее, навигационные системы на базе КТ и «открытого доступа» остаются наиболее достоверными.

### 1.2. Навигация на базе КТ-рентгенограммы (или регистрация 3D-СТ/2D Флюоро)

Другая методика, которая может быть использована для навигации – совмещение предоперационных КТ-изображений оперируемого позвонка с данными рентгенографии, получаемыми с помощью электронно-оптического преобразователя (ЭОП) во время операции. Изображения, полученные во время операции, сегментируются с целью извлечения из них контурных точек для дальнейшего совмещения с изображениями КТ. Таким образом, выполняется 3D/2D совмещение, называемое «навигация 3D-СТ/2D Флюоро» (рис. 2).

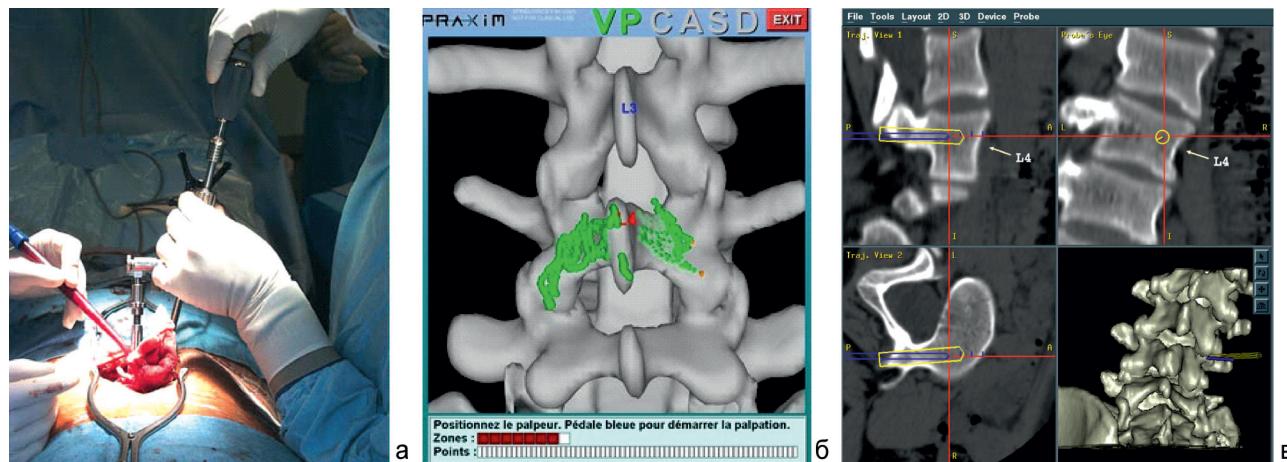


Рис. 1. Навигация на базе КТ. Выполнена регистрация точек на уровне дужки позвонка: а – вид раны во время операции с референционной рамкой, закрепленной на остистом отростке позвонка (в центре) и щупом с чувствительным наконечником в руке хирурга (справа); б – визуализация на экране компьютера зарегистрированных точек; в – позиционирование траектории имплантации в теле позвонка в поясничном отделе (после реконструкции на базе КТ)

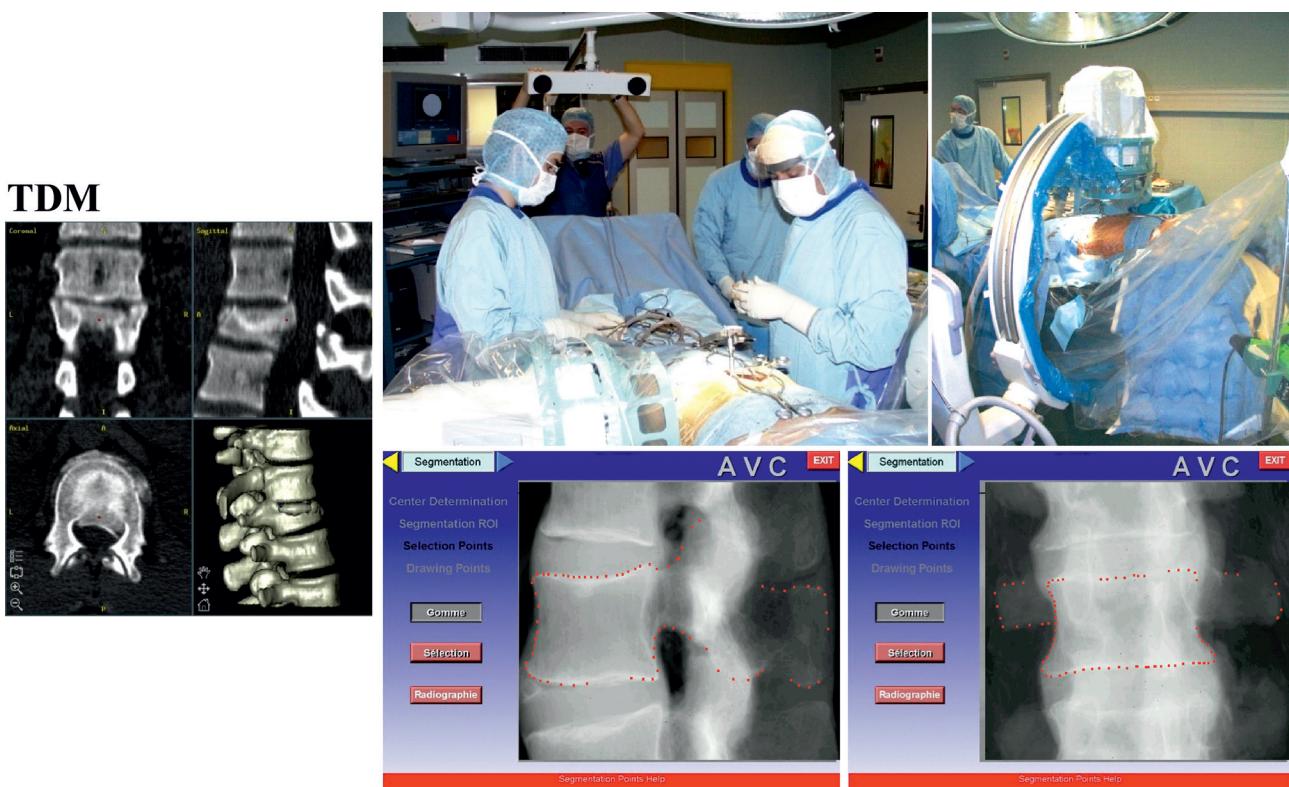


Рис. 2. Реконструкция 3D-СТ/2D Флюоро. Совмещение изображений предоперационного КТ-обследования оперируемого позвонка с рентгенографическими данными, полученными во время операции с помощью ЭОП

На практике после получения трехмерной модели позвонка ЭОП, оснащенный решеткой для калибровки (визуализируется в пространстве благодаря трехмерному оптическому локализатору), устанавливается таким образом, чтобы иметь возможность получить изображение одного позвонка в двух проекциях (прямой и боковой). После компьютерной коррекции флюороскопических изображений они сопоставляются с трехмерной КТ-моделью позвонка. Модель обеспечивает трехмерное изображение и информацию о плотности кости с возможностью расчета транспедикулярного направления [3]. Более того, она позволяет сделать хирургический доступ более ограниченным, а в некоторых случаях – транскутанным. Недостаток технологии также связан с необходимостью проведения предоперационного КТ-обследования (с дополнительной лучевой нагрузкой на пациента) и облучением в оперблоке (пациента и персонала) при использовании ЭОПа, который доставляет дополнительные неудобства своими размерами. Эта методика мало используется из-за трудностей в применении и с затратами времени.

### 1.3. Сопоставление на базе КТ-эхографии (навигация 3D-СТ/2,5D Эхо)

Применение ультразвука для получения изображений во время операции представляется интересным. Известно, что звуковые волны не проходят через костную ткань, а отражаются от ее поверхности. Объединение полученных изображений позволяет выделить трехмерное «облако точек», представляющих костную поверхность, и таким образом выполнить «навигацию 3D CT/2,5D Fluoro» (по аналогии с навигацией 3D/3D). Эта недавно появившаяся методика нашла свое применение в клинике. После получения трехмерной модели оперируемого позвонка на компьютере устанавливается эхографический зонд на поверхность позвонка, в который будут имплантирова-

ны винты. Полученная серия импульсов эхографических волн оцифровывается компьютером и в течение нескольких секунд совмещается с данными предоперационного КТ-обследования. Эхографический зонд оснащен отражающими сферами, благодаря которым трехмерный оптический локализатор находит положение зонда в пространстве. После этого можно определять транспедикулярное направление [4]. Такая методика навигации КТ/Эхо или «3D-СТ/2,5D Эхо» (называемой также «Эхо сопоставление») снабжает реальными изображениями в трех плоскостях и информацией о плотности костной ткани. К тому же она позволяет выполнять операционные манипуляции транскутально (рис. 3). Нежелательные моменты, общие для систем навигации: необходимость выполнять детальное предоперационное КТ-обследование, технические трудности и продолжительность.

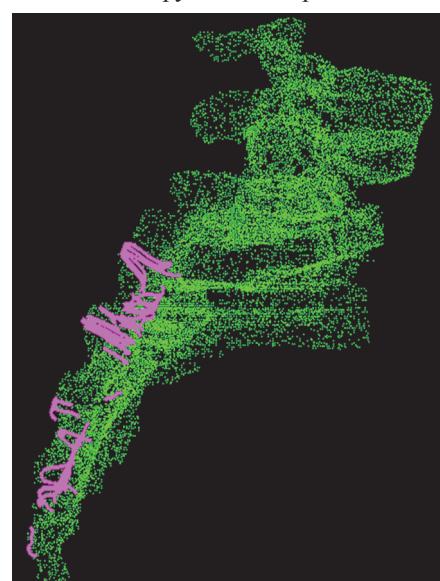


Рис. 3. Реконструкция 3D-СТ/2,5D Эхо. Слияние изображений между реконструкцией КТ пояснично-крестцово-копчикового сегмента (выделено зеленым цветом) и оцифрованных изображений с эхографического зонда (выделено красным цветом) (изображения получены Жеромом Тонетти, Медицинский Университетский Центр, г. Гренобль)

## **2. Альтернативы навигации на базе КТ**

Выполнение навигации не является обязательным условием хирургического вмешательства. Существуют аналоговые системы (на базе флюороскопии), которые могут применяться.

### **2.1. Виртуальная флюороскопия (или «Fluo 2D»)**

Современные аппараты ЭОП позволяют получить изображения хорошего качества. Они могут быть использованы для выполнения точных хирургических манипуляций, но они дают нежелательный эффект: получаемое изображение по краю слегка увеличено и деформировано. Размещая специальную калибровочную насадку на приемнике ЭОПа, можно получить скорректированное изображение и/или устраниТЬ проявления увеличения и деформации. Кроме этого, пропустив рентгеновское изображение через калибровочную решетку и компьютерную программу, можно избежать торсионных эффектов. При оснащении калибровочной системы отражающими сферами, позволяющими зарегистрировать ее положение в пространстве, можно проектировать визуализированный интерфейс изображения инструментов (их также нужно оснастить отражающими сферами) и получить в визуализацию превосходной степени точности в реальном времени. После получения и загрузки на компьютер флюороскопических изображений (прямой, боковой проекции, возможно 3\4) ЭОП удаляется из операционного поля. Навигация выполняется в режиме реального времени, с возможностью одновременного использования многочисленных рентгенографических снимков (рис. 4). Виртуальная флюороскопия позволяет обойтись без дополнительных методов исследования перед операцией, таких как КТ с 3D-реконструкцией в режиме VRT [5, 6] (табл. 1).

Неудобство метода заключается в отсутствии информации в трех плоскостях за счет невозможности аксиального обзора. В связи с этим, данная система менее совершенна в плане точности получаемого изображения, чем классическая система на базе КТ [7, 8]. Кроме того, она связана с облучением в оперблоке пациента и персонала за счет применения ЭОПа и сложностью его позиционирования.

### **2.2. Трехмерная флюороскопия (или «3D Флюороскопия»)**

Менее 10 лет назад появились на рынке трехмерные электронно-оптические преобразователи (3D ЭОП). Эти системы имеют дугу в форме «С», на которой расположены излучающий и принимающий элементы, способные перемещаться в содружественных, противоположных и изоцентрических направлениях. Установив вокруг операционного стола врачающийся комплекс излучающих-принимающих элементов, можно непрерывно получать изображения с вариабельным угловым вращением в области 180°. Изображения, полученные при ротации С-дуги, переформатируются и появляются на экранах в трехмерном псевдо-формате («pseudo 3D») (корональные, сагиттальные и аксиальные изображения), дающим эффект «CT like» [9, 10, 11]. Как и при виртуальной двухмерной флюороскопии (раздел 2.1), интеграция с навигационной системой дает возможность непрерывной визуализации хирургических инструментов в позвонках в каждой плоскости в реальном времени [9, 10, 11]. Трехмерная флюороскопия обладает преимуществом, обеспечивая хирурга изображениями в трех измерениях в реальном времени

и информацией о плотности костной ткани (рис. 5), без необходимости выполнения изображений до операции и интраоперационно (табл. 1). Этот метод надежен и прост в использовании [11], но реально хорош лишь для небольших объемов вмешательства. Качество изображений при работе с большими объемами часто посредственное. Интегрирование в систему принимающего плоского элемента большого размера из кремния (30×30 см) позволяет получить изображения очень высокого качества, устранив все проблемы, связанные с проявлениями увеличения и искривления изображения. Флюороскопия 3D сопряжена с лучевой нагрузкой пациента и персонала в операционной, а также неудобством использования громоздкого оборудования и установки дуги. Эта проблема может быть решена при наличии оснащения операционной моторизованным оборудованием. Еще одним условием для использования флюороскопии 3D является наличие сканера. Лишь немногие учреждения имеют его в своем арсенале. Они мобильны и могут перемещаться в операционной во всех направлениях от потолка до пола, могут выполнять роботизированные функции. По данным последних наблюдений по использованию таких систем, которые еще даже не опубликованы, отмечается низкое количество повторных операций по поводу некорректного проведения винтов, поскольку контроль после имплантации выполняется непосредственно во время операции. Констатировано также, что облучение значительно ниже, по сравнению с использованием традиционных методик, однако эти данные требуют формализации.

## **3. Полуактивные системы**

Методика с использованием индивидуальных особенностей позвонков для проведения транспедикулярных винтов была обоснована в Германии в начале 90-х годов K. Rademacher [12]. Данная методика помогает в позиционировании инструментов. Исходно необходимы результаты КТ-обследования планируемой для операции зоны позвоночного столба. Затем цифровые данные передаются в мастерскую, оснащенную системой для срочного изготовления прототипа-модели, способной за короткий отрезок времени создать матрицу задней колонны одного или нескольких позвонков в зоне вмешательства. Цифровое планирование позволяет задать корректную траекторию транспедикулярного канала на модели. Стерильная форма-матрица вручную «приклеивается» на заднюю дужку нужного позвонка. С этого момента остается лишь выполнить этап формирования канала, затем форма удаляется и вводится винт (рис. 6). Особенность методики состоит в том, что если некоторые хирургические манипуляции затруднены, руководящая роль при выборе оптимального направления, определенного при предоперационном планировании, остается на ответственности хирурга (табл. 1). Индивидуальный навигатор (или шаблон для прохождения развертки) является, так сказать, «полуактивным», который, по сути, располагается между «пассивной» системой, которая описана выше, и роботами или «активными» системами, которые описаны ниже. Методика проведения транспедикулярных винтов с использованием индивидуальных размеров до конца 2000 годов оставалась закрытой методикой, применявшейся в единичных клиниках. В настоящее время она более широко применяется (в частности, в Азии) в хирургии позвоночника и эндопротезировании коленного сустава.

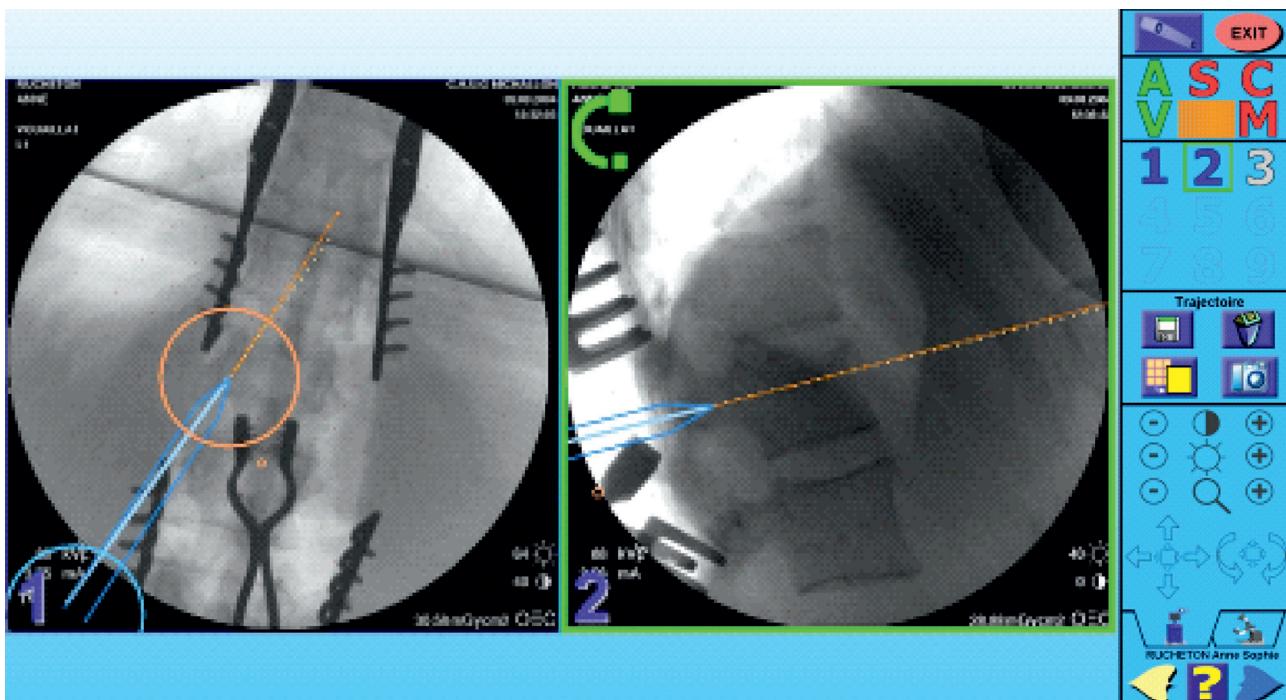


Рис. 4. Система флюоронавигации. Два реформатированных компьютером изображения позволяют выполнять навигацию в реальном времени без реконструкции в двух измерениях

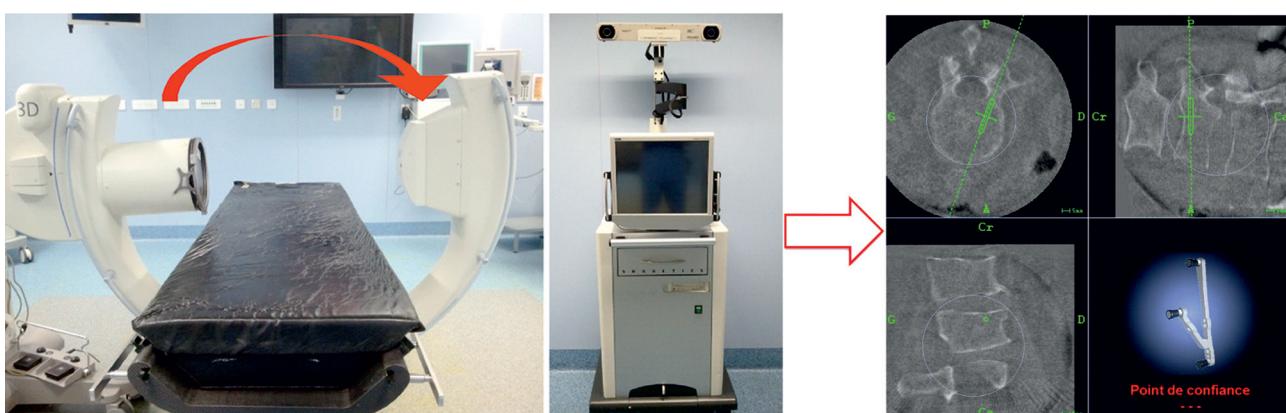


Рис. 5. Система Флюороскопия 3D + Навигация. Подвижный блок системы «источник-приемник» гарантирует получение изображений в радиусе 180°. Полученные изображения реформатируются и выводятся на экраны в режиме «pseudo 3D» (корональные, сагиттальные и аксиальные изображения), обеспечивая эффект «CT like»

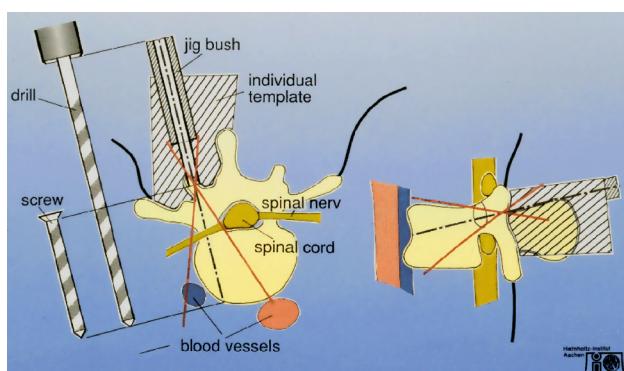


Рис. 6. Шаблоны. Индивидуальные шаблоны служат помощниками при установке хирургического инструментария. Для применения на практике нужно располагать результатом обследования на КТ и системой срочного создания прототипа-модели (изображение Klaus Radermacher, Helmholtz-Institute, Biomedical Engineering, Aachen university, Allemagne)

#### 4. Активные системы

Активные системы или хирургические роботы в хирургии позвоночника не стоит ассоциировать с системами, которые начали применяться в ортопедической хирургии в начале второго тысячелетия. Последние быстро исчезли, как неадаптированные по причине их первоначального промышленного использования. Хи-

рургический робот или активная система выполняет автономную, т.е. независимую от хирурга работу по плану, выработанному до операции [13]. Данных о роботах, работающих в таком режиме, которые применялись бы в хирургии позвоночника, нет.

Новое поколение роботов, которое появилось недавно, отвечает концепции «Bone Mounted Robot» (ро-

бот для костной фиксации) [14]. Данные системы, по определению, имеют маленькие размеры и являются вспомогательными в установке инструментария. Руководящая роль при выполнении хирургических манипуляций остается за хирургом. Примером является система Spine Assist™, называемая еще Renaissance™ (Mazor Surgical™). Она представляет шаблон-направитель для установки хирургических инструментов, созданный для установки транспедикулярных винтов (табл. 1), который исключительно компактен, легок и крепится непосредственно на остистый отросток позвонка (рис. 7). Действия робота определяются навигацией на базе КТ (навигация на базе 3D-CT/2D Флюоро, раздел 1.2) с необходимостью предоперационного планирования для открытых операций или перкутанным доступом. Он имеет геометрическую форму гексапода и 6 степеней свободы (3 угловых и 3 линейных перемещения). Эта концепция является инновационной, поскольку открывает путь для использования миниатюрных систем, устанавливающихся непосредственно на теле пациента, которые способны помочь хирургу в установке вспомогательного инструментария [15, 16]. Показания к его применению расширяются именно в нейрохирургии [15, 16]. Одним из недостатков системы является то, что она не дает возможности непосредственного контроля установки имплантатов. На интраоперационном этапе требуется выполнение процедуры 3D-CT/2D флюоронавигации.

##### **5. Интернет, преимущества и недостатки различных систем**

Использование навигации на базе КТ несколько увеличивает время операции. Эта процедура также имеет большой недостаток, представленный уменьшением кривой времени при постоянном использовании для выполнения качественной навигации. К тому же, эта

методика требует проведения предоперационного КТ-сканирования, что следует учитывать при измерении допустимых доз облучения для пациента [17]. Для флюоронавигации 2D не требуется КТ-навигация. Она позволяет сократить время операции по сравнению с методикой на базе КТ и снизить дозу облучения, особенно в сравнении с традиционной флюороскопией [17].

В плане лучевой нагрузки иерархия ее снижения представляется следующим образом: традиционная флюороскопия, флюоронавигация 2D, навигация на базе КТ и флюоронавигация 3D [17].

Использование системы компьютерной навигации при сравнении с традиционными методами навигации не позволяет значительно снизить кровопотерю.

Описанные системы (флюоронавигация 2D, навигация на базе КТ и флюоронавигация 3D) не созданы для универсального использования. Если для специалистов одних отделений они представляют неоспоримый и почти неизбежный прогресс, то для других эффективность их применения ставится под сомнение при сравнении с традиционными методами установки транспедикулярных винтов.

Недавнее внедрение роботизированных систем сопровождается малым количеством публикаций об эффективности их использования в клинике. Несмотря на разнообразие значимости клинических результатов [15, 16], можно отметить, что применение роботов в хирургии открытым или чрескожным доступом в сравнении с традиционной методикой определенно увеличивает точность введения транспедикулярных имплантатов (свыше 90 % винтов проводятся строго через ножку дуги). Все это в значительной степени сокращает общее количество рентгеновского облучения, а также число осложнений и повторных вмешательств на 50 %.



Рис. 7. Робот-система «Spine Assist™» (Mazor Surgical™) направляет инструментарий для установки транспедикулярных винтов. Она компактна и фиксируется непосредственно на остистом отростке позвонка

#### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В сравнении с традиционными хирургическими методами навигация обеспечивает большую степень точности при проведении транспедикулярных винтов. Превосходство навигационных систем очевидно, если они применяются для коррекции и установки транс-

педикулярных винтов при больших деформациях позвоночника или первично блокированных сегментах позвоночника. Мета-анализ трех наиболее часто используемых навигационных систем показывает, что системы компьютерной ассистенции на базе КТ явля-

ются чуть точнее, чем системы флюоронавигации 2D. Точность, обеспечиваемая двумя этими системами, ниже, чем у новых навигационных систем на базе флюороскопии 3D. В плане лучевого воздействия, флюоронавигация 3D обладает меньшей нагрузкой, чем традиционная флюороскопия, но именно она обеспечивает

больший интраоперационный контроль и устраниет риск повторных хирургических вмешательств по поводу мальпозиции имплантов. Время работы в операционной с флюоронавигацией 3D сравнимо со временем, затрачиваемым при использовании традиционных методов.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Lavallée S, Troccaz J, Sautot P, Mazier B, Cinquin Ph, Merloz Ph et al. Computer assisted spine surgery using anatomy-based registration. In : Taylor R, Lavallée S, Burdea G, Mösges R, editors. Computer Integrated Surgery. Cambridge: MIT Press. 1995:425-449.
2. Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallée S, Sautot P. Pedicle screw placement using image guided techniques. Clin Orthop Relat Res. 1998;(354):39-48.
3. Fleute M, Desbat L, Martin R, Lavallee S, Defrise M, Liu X et al. Statistical model registration for a C-arm CT system. In: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers), NSS/MIC (Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference), San Diego. Abstract book, 2001:112.
4. Tonetti J, Carrat L, Blendea S, Merloz P, Troccaz J, Lavallée S, Chirossel JP. Clinical results of percutaneous pelvic surgery. Computer assisted surgery using ultrasound compared to standard fluoroscopy. Comput Aided Surg. 2001;6(4):204-211.
5. Foley KT, Simon DA, Rampersaud YR. Virtual fluoroscopy: computer-assisted navigation. Spine. 2001;26 (4):347-51.
6. Merloz P, Troccaz J, Vouaillat H, Vasile C, Tonetti J, Eid A, Plaweski S. Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. Proc Inst Mech Eng H. 2007;221(7):813-820.
7. Fu TS, Chen LH, Wong CB, Lai PL, Tsai TT, Niu CC, Chen WJ. Computer-assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion: an in vivo feasibility study. Acta Orthop Scand. 2004;75(6): 730-735.
8. Fu TS, Wong CB, Tsai TT, Liang YC, Chen LH, Chen WJ. Pedicle screw insertion: computed tomography versus fluoroscopic image guidance. Int Orthop. 2008;32(4):517-521.
9. Desbat L, Fleute M, Defrise M, Liu X, Huberson C, Laouar R, Martin R, Guillou JH, Lavallée S. Minimally invasive interventional imaging for computer-assisted orthopaedic surgery. In: Troccaz J, Merloz Ph, editors. "SURGETICA 2002". Computer-aided medical interventions: tools and applications. Montpellier: Sauramps Medical, 2002:288-295.
10. Ritter D, Mitschke M. Direct Marker-free 3D navigation with an isocentric mobile C-arm. In: Troccaz J, Merloz Ph, editors. "SURGETICA 2002". Computer-aided medical interventions: tools and applications. Montpellier: Sauramps Medical, 2002:288-295.
11. Gebhard F, Weidner A, Liener UC, Stöckle U, Arand M. Navigation at the spine. Injury. 2004;35 Suppl 1:S-A35-45.
12. Radermacher K, Portheine F, Anton M, Zimolong A, Kaspers G, Rau G, Staudte HW. Computer assisted orthopaedic surgery with image based individual templates. Clin Orthop Relat Res. 1998;(354):28-38.
13. Troccaz J, Peshkin M, Davies B. The use of localizers, robots and synergistic devices in C.A.S. In: Troccaz J, Grimson E, Mösges M, editors. Lecture notes in computer science. Berlin: Springer Verlag. 1997:727-736.
14. Shoham M, Lieberman IH, Benzel EC, Togawa D, Zehavi E, Zilberstein B, Roffman M, Bruskin A, Fridlander A, Joskowicz L, Brink-Danan S, Knoller N. Robotic assisted spinal surgery – from concept to clinical practice. Comput Aided Surg. 2007;12(2):105-115.
15. Pechlivanis I, Kiriyathan G, Engelhardt M, Scholz M, Lücke S, Harders A, Schmieder K. Percutaneous placement of pedicle screws in the lumbar spine using a bone mounted miniature robotic system: first experiences and accuracy of screw placement. Spine. 2009;34(4):392-398.
16. Devito DP, Kaplan L, Dietl R, Pfeiffer M, Horne D, Silberstein B, et al. Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with SpineAssist surgical robot: retrospective study. Spine. 2010;35(24):2109-2115. doi:10.1097/BRS.0b013e3181d323ab.
17. Tian NF, Huang QS, Zhou P, Zhou Y, Wu RK, Lou Y, Xu HZ. Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. Eur Spine J. 2011;20(6):846-59. doi: 10.1007/s00586-010-1577-5.

Рукопись поступила 23.12.2013.

#### Сведения об авторах:

1. Merloz Ph. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217; e-mail: Pmerloz@chu-grenoble.fr.
2. Tonetti J. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217.
3. Milaire M. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217.
4. Kerschbaumer G. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217.
5. Ruatti S. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217.
6. Dao-Lena S. – Clinique Universitaire d'Orthopédie-Traumatologie ; CHU A. Michallon, France; BP 217.