

## ОГЛАВЛЕНИЕ

|                                                                                                                        |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Список сокращений.....                                                                                                 | 4   |
| Введение.....                                                                                                          | 5   |
| <b>Глава 1.</b> История развития компьютерной хирургии<br>и навигации.....                                             | 13  |
| <b>Глава 2.</b> Методы регистрации в навигационной хирургии.....                                                       | 21  |
| <b>Глава 3.</b> Предоперационное планирование<br>в ортогнатической хирургии .....                                      | 62  |
| <b>Глава 4.</b> Компьютерная интраоперационная навигация<br>в ортогнатической хирургии .....                           | 141 |
| <b>Глава 5.</b> Предоперационное виртуальное планирование<br>в реконструктивной хирургии .....                         | 246 |
| <b>Глава 6.</b> Компьютерная интраоперационная навигация<br>при устранении деформаций и дефектов лицевого скелета..... | 348 |
| Заключение .....                                                                                                       | 505 |
| Список литературы .....                                                                                                | 508 |
| Предметный указатель.....                                                                                              | 509 |

## ВВЕДЕНИЕ

Хирургические вмешательства, проводимые в челюстно-лицевой области, требуют от хирурга подробного знания анатомических особенностей данной области. В особенности это касается интракраниальных и интраорбитальных структур, где располагаются анатомические образования, имеющие важное функциональное значение. Кроме того, всегда необходимо учитывать сложную пространственно-геометрическую конфигурацию лицевого и мозгового отделов черепа, очень сложные пространственные взаимоотношения костных структур и мягкотканых образований данной области, существенно влияющие как на функцию органов лица, так и на эстетические пропорции основных антропометрических параметров лица. Изменения анатомии челюстно-лицевой области, возникающие вследствие роста опухолей, травматических повреждений или краниофациальных деформаций и дисгнатий, представляя собой особые проблемы при планировании хирургических вмешательств. Помимо клинического обследования, которое все еще сохраняет фундаментальную основу, при оценке анатомических изменений на предоперационном этапе планирования в последнее время все чаще используются методы 3D-визуализации рентгеновских изображений. Данные исследований, полученных методом 3D-визуализации двухмерных изображений, позволяют анализировать патологическое состояние органов челюстно-лицевой области с максимальной достоверностью и, соответственно, повышают точность предоперационного планирования хирургического вмешательства (Bell R.B., 2010; Lin H.-H., Lo L.-J., 2015).

Анализ двухмерных изображений головы пациента, полученных традиционными рентгенологическими методами, существенно ограничен и недостоверен, так как не учитывает достаточно значительных погрешностей линейных и угловых параметров лицевого скелета, возникающих при проецировании трехмерного объекта в двухмерной плоскости, называется и эффект наложения различных анатомических структур лицевого скелета в двухмерном изображении. Компьютерная томография была первым методом визуализации трехмерных изображений в медицинской практике. Последние разработки компьютерного программного обеспечения (ПО) в области 3D-визуализации могут конструировать высококонтрастные трехмерные модели черепа применительно к конкретной клинической ситуации, которые особенно востребованы

в реконструктивной челюстно-лицевой хирургии, нейрохирургии, онкологии и травматологии. Если в процессе компьютерного сканирования поверхности объекта получен максимальный объем срезов с максимально возможной площадью охвата поверхности, целевой области этого объекта, данные можно быстро и легко обрабатывать и переводить в цифровой формат без дополнительного облучения с целью получить детализированные срезы костей и контур мягких тканей вокруг них. Данные методы обследования имеют важное значение и в послеоперационном периоде, так как обеспечивают объективную и максимально полную информацию о лицевом скелете для оценки результатов хирургического лечения, планирования вспомогательной терапии в период послеоперационной реабилитации.

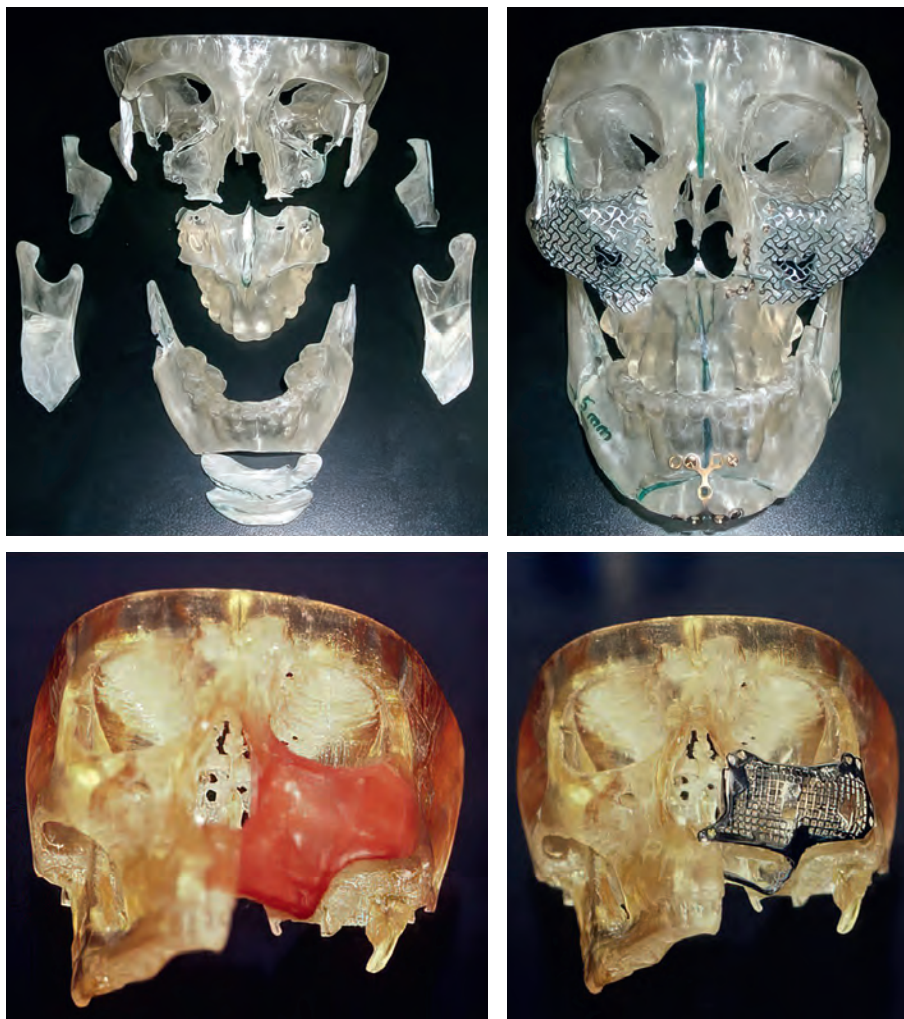
Новый этап в развитии методов диагностики дефектов лицевого черепа и планирования реконструктивных вмешательств начался благодаря внедрению компьютерных технологий в реконструктивную хирургию. Благодаря развитию этих технологий в медицине на рубеже 1980–1990-х гг. компьютерное моделирование двухмерного изображения (Гусев О.Ф. с соавт., 1995; Marsh J.L., Vanider M.W., 1986) постепенно трансформировалось в методы компьютерной графики и моделирования изображения в трехмерном пространстве (Рабухина Н.А., Аржанцев А.П., 1999; Рогинский В.В., Евсеев А.В., Коцюба Е.В., Попов В.К., 2002; Salyer K.E., 1995). Поначалу применение компьютерной графики имело чисто теоретический характер, не находило практического применения в челюстно-лицевой хирургии. Начало клиническому применению техники трехмерного моделирования изображений положила работа J. Marsh и M. Vanider (1983, 1986). Исследование было посвящено разработке и реализации метода компьютерной томографии для получения трехмерных изображений из двухмерных, полученных методом рентгеновского сканирования тканей. Затем С. Cutting с соавт. (1986) опубликовали результаты экспериментальных исследований, посвященных разработке метода компьютерного трехмерного моделирования черепно-лицевых операций, дающего возможность комбинировать цефалометрические и томографические модели. С помощью этой системы авторы стали проектировать оптимальные расстояния для перемещения костных фрагментов и планировать разрезы, а также костные реконструкции.

В 1992–2000 гг. в отечественной литературе появился ряд публикаций, посвященных компьютерному моделированию реконструктивных операций с использованием компьютерных программ Dentofacial Planner™ (Гусев О.Ф., Матвеев В.М., Агапов В.С., Персин Л.С., 1995) и Picture Men (Безруков В.М., Робустова Т.Г., 2000). Однако приведенные авторами

данные свидетельствовали лишь о возможности создания компьютерной модели предполагаемого результата оперативного вмешательства с учетом желаний пациента и реальных возможностей профессионального уровня хирурга, что далеко не всегда соответствовало фактическому результату оперативного лечения при устранении объемных деформаций лицевого скелета.

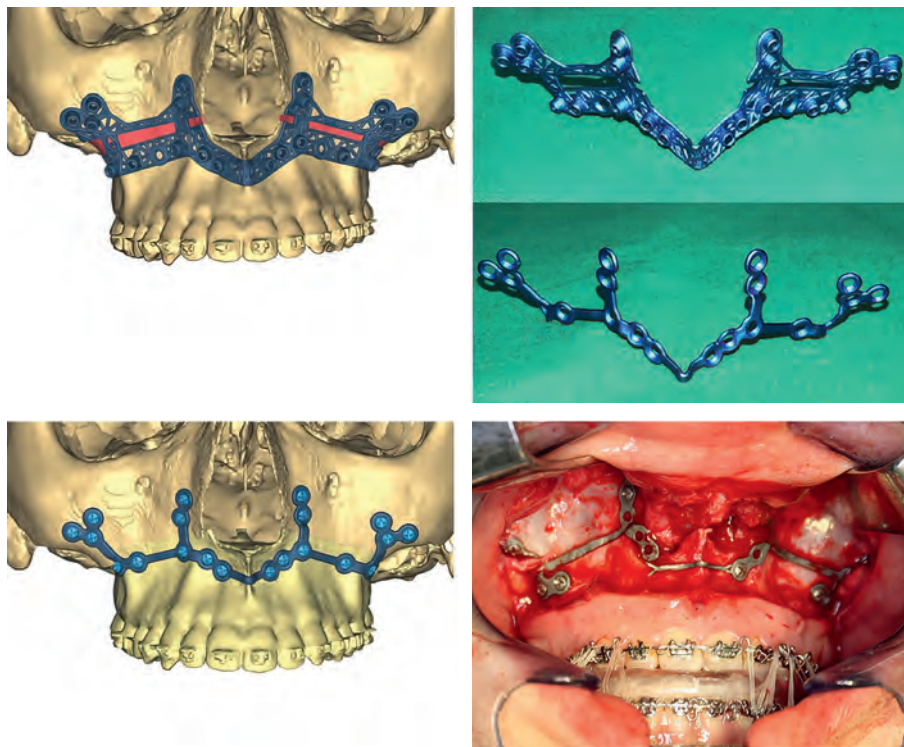
Начиная с 2000 г. благодаря развитию компьютерных и лазерных технологий есть возможность создавать твердые копии трехмерных образов, созданных с помощью компьютера. Эти технологии были объединены под общим названием «метод быстрого прототипирования». Он позволил открыть новое направление в планировании реконструктивных вмешательств при устранении дефектов и деформаций лицевого скелета с использованием стереолитографических моделей, на этапе предоперационного обследования моделировать объем операции с учетом степени перемещения остеотомированных фрагментов лицевого скелета и необходимых ротационных движений максилло-мандибулярного комплекса (ММС), а также скулоорбитального (OZM) и носо-орбито-этмоидального комплексов (NOE) непосредственно на пластиковой модели черепа. Это давало возможность моделировать конфигурацию фиксирующих пластин, стандартных реконструктивных и индивидуальных челюстно-лицевых имплантатов на этапе предоперационного планирования, сокращая длительность хирургического вмешательства (Митрошенков П.Н., 2007, 2010). Считалось, что предызогнутые пластины и индивидуальные имплантаты могут выполнять функцию хирургических шаблонов для правильного позиционирования остеотомированных костных фрагментов непосредственно в операционной ране (**рис. 1**).

Однако применение данного метода в клинической практике показало, что использование предызогнутых пластин в качестве хирургических шаблонов не всегда допустимо, особенно в ортогнатической хирургии, из-за невозможности точно позиционировать такие пластины в операционной ране в полном соответствии с предоперационной стереолитографической моделью. Дальнейшее совершенствование этой методики, переход на компьютерную графику и создание хирургических шаблонов для выполнения остеотомий с одномоментным определением точек фиксации индивидуальных пластин и челюстно-лицевых имплантатов позволили значительно улучшить точность их позиционирования на лицевом скелете в операционной ране (Hsu S.S. et al., 2013; Li et al., 2013, 2015, 2016; Zinser M.J. et al., 2013b; Chang H.-W. et al., 2015; Lin H.H. et al., 2015; Qiao J. et al., 2016; Li B. et al., 2017). Для этого на этапе предоперационного 3D-планирования моделируется и изготавливается



**Рис. 1.** Моделирование операции, стандартных пластин и индивидуального челюстно-лицевого имплантата на стереолитограмме черепа

хирургический шаблон, с помощью которого в ране выполняются остеотомии челюстей, наносятся пилотные костные отверстия для фиксации индивидуальной пластины, а также непосредственно сам индивидуальный фиксирующий имплантат с учетом линейных и ротационных перемещений ММС (**рис. 2**).



**Рис. 2.** Моделирование хирургического шаблона и индивидуального имплантата для фиксации верхней челюсти при остеотомии по Le Fort I

Следует отметить, что данный метод, при всех его преимуществах, все-таки опосредован для точного интраоперационного позиционирования остеотомированного комплекса лицевого скелета, так как в значительной степени зависит от площади внутренней поверхности хирургического шаблона (чем больше его площадь, тем выше точность позиционирования), что не всегда приемлемо при внутриротовых хирургических доступах, а также от выраженности естественных анатомических ретенционных пунктов на поверхности костей лица, на которую накладывается шаблон. К тому же сам шаблон следует изготавливать из достаточно прочного материала, чтобы он не подвергался деформации при фиксации в ране. Поэтому хирургический шаблон предпочтительнее изготавливать из титана, что значительно увеличивает себестоимость данного продукта и самого метода (van den Bempt M., Liebrechts J., Maal T. et al., 2018).

Таким образом, пока сохраняет актуальность проблема высокой вероятности возникновения остаточных деформаций лицевого скелета в послеоперационном периоде по причине неточного контроля позиционирования костных фрагментов во время реконструктивной операции, что побуждает хирургов к поиску новых методов интраоперационной визуализации. Современные технические разработки в сфере 3D-визуализации: объемная томография, технология С-дуги в травматологии — могут обеспечить более простые и более практичные возможности для интраоперационного использования (**рис. 3**). Как правило, они сопряжены с меньшим радиационным излучением и существенно дешевле, чем традиционная мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ). Однако интраоперационное использование МСКТ и магнитно-резонансной томографии (МРТ) связано с необходимостью тщательного подбора кадров и значительными финансовыми затратами на приобретение данного оборудования.

Кроме того, при выполнении интраоперационной МСКТ сохраняется высокий риск воздействия дополнительной рентгеновской нагрузки не только на пациента, но и на персонал операционной, что нецелесообразно для рутинного использования в качестве контрольного исследования в условиях операционного блока.

Интраоперационная навигация лишена вышеуказанных недостатков. Она позволяет хирургу достаточно объективно соотносить анатомию операционного поля с данными, полученными до операции, в режиме онлайн. Это позволяет определить месторасположение нормальных анатомических и патологических структур, не полагаясь на субъективную оценку и интерпретацию данных дополнительных методов обследования. Когда мы дополняем предоперационный анализ, планируя хирургический доступ, определяя границы опухоли и границы хирургического поля, у нас есть новый метод лечения, известный как компьютерная хирургия. В отличие от роботизированных технологий операция проводится без манипуляторов или автоматических инструментов для сверления или остеотомий. Клинические и экспериментальные исследования в области применения интраоперационных навигационных систем в реконструктивной челюстно-лицевой хирургии, нейрохирургии, травматологии и ортопедии, проведенные в последнее десятилетие, показывают высокую точность интраоперационной корреляции положения перемещенных анатомических структур в операционной ране с линейными и угловыми параметрами виртуальной 3D-модели операции, созданной с помощью современного ПО-проектирования и 3D-визуализации изображений на основе данных



**Рис. 3.** Интраоперационное применение С-дуги

МСКТ и МРТ (Schramm A. et al., 2017). Это свидетельствует о перспективности данного направления компьютерной хирургии, особенно применительно к развивающейся роботизированной хирургии, в той или иной степени основанной на применении высокоточных навигационных систем.

# Глава 1

## История развития компьютерной хирургии и навигации

За последние три десятилетия современный технический прогресс в области компьютерных технологий значительно изменил образ жизни человека. Эти технологии стали неотъемлемой частью нашей повседневной жизни: от компьютеров до смартфонов, от одноцелевых до многофункциональных устройств. Навигация в хирургии является наглядным примером современных технологических возможностей. Компьютерная навигация (КН) считается одной из самых надежных технологий, так как позволяет проводить хирургические вмешательства как более безопасные, малоинвазивные и прогнозируемые процедуры.

Интраоперационная навигация сопоставима с системами GPS, обычно используемыми в автомобилях и состоящими из трех основных компонентов: локализатор, который аналогичен спутнику в космосе; инструмент или хирургический зонд, который представляет волны, излучаемые GPS в автомобиле; и данные компьютерной томографии (КТ), которые аналогичны дорожной карте (**рис. 1.2**). Интраоперационные навигационные системы первоначально разработаны для использования в нейрохирургии. В последнее время некоторые компьютерные хирургические навигационные системы стали коммерчески доступны для использования в черепно-челюстно-лицевой хирургии. Все безрамные стереотаксические системы допускают точное расположение анатомического ориентира или имплантата с пределом погрешности, не превышающей 1–2 мм (Bell R. Bryan, 2010).



**Рис. 1.1.** Глобальная навигационная спутниковая система



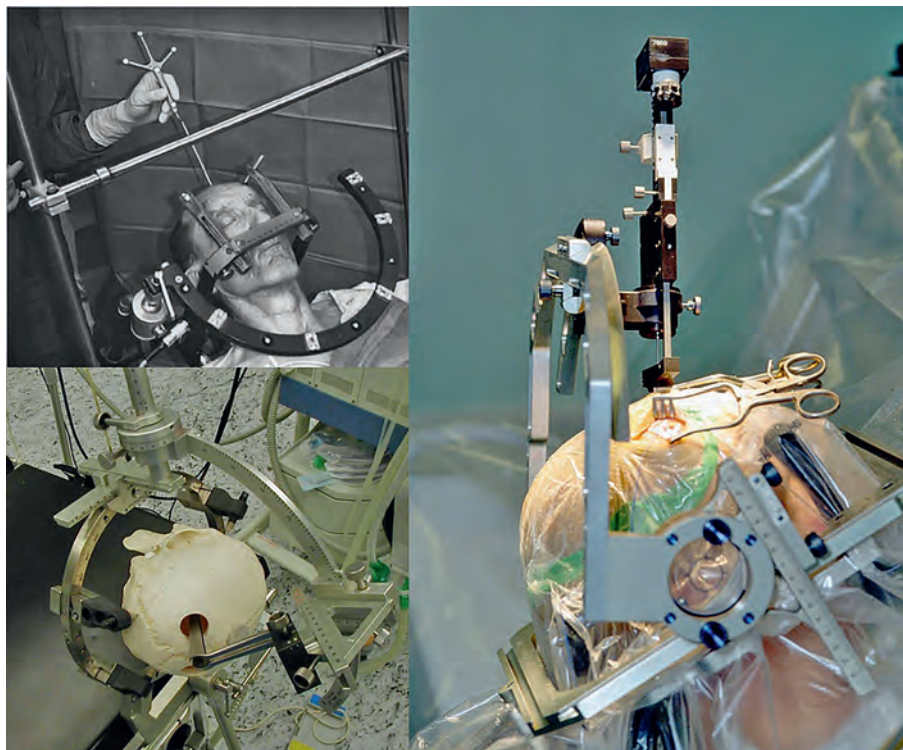
**Рис. 1.2.** Компоненты хирургической навигационной системы в сравнении с GPS

## 1.1. СТЕРЕОТАКСИЯ С РАМКОЙ

Впервые стереотаксия была использована в 1873 г. С. Dittmar для получения образцов тканей из продолговатого мозга. В России внедрение стереотаксического метода имело место в 1889 г., когда профессор анатомии Д.Н. Зернов разработал энцефалометр. В его устройстве содержались элементы современного стереотаксического аппарата: фиксатор головы в определенном положении, неподвижный «экватор» и подвижный «меридиан» с делением на градусы. С помощью энцефалометра определяли координаты некоторых корковых полей и подкорковых образований головного мозга человека. Исследователи предполагали, что энцефалометр и аналогичные устройства могут быть успешно применены при хирургических операциях на головном мозге. Английские ученые V. Horsley и R.N. Clarke (1908) усовершенствовали метод для определения интракраниальных структур посредством использования рамки на голове в комбинации со стереотаксическим атласом. В 1947 г. хирург Е.А. Spiegel впервые использовал рамку на голове пациента для ориентации и навигации инструмента в человеческом организме. В дальнейшем традиционно все стереотаксические процедуры планировались

и применялись с использованием металлических рамочных конструкций, которые жестко фиксировались на голове пациента. С этой целью рамку фиксировали в неподвижном положении на время получения изображений и непосредственно операции. Таким образом, она оставалась фиксированной на голове пациента в течение всего предоперационного периода. Инструменты фиксировались на рамке, служа хирургу ориентиром при выполнении оперативного вмешательства (рис. 1.3).

Метод основан на использовании стереотаксического атласа, в котором каждая внутренняя структура головного мозга соотносится с конкретной внешней реверсивной точкой в системе координат. Для того чтобы определить внешнюю систему координат для позиционирования интракраниальных структур, допустимо использовать несколько стереотаксических рамок. Стереотаксический атлас служит для обозначения координат во внешней структуре. В стереотаксической хирургии



**Рис. 1.3.** Стереотаксия головного мозга

с использованием МРТ и МСКТ головного мозга нашли применение различные модификации традиционных стереотаксических инструментов, а разработки нового специализированного инструментария приводили к дальнейшим модификациям. С развитием современных технологий 3D-визуализации стало возможным проводить точный морфологический анализ интракраниальных структур каждого пациента. В настоящее время стереотаксические атласы не так важны, поскольку они могут обеспечить лишь приблизительное представление об индивидуальных особенностях анатомии и патологии головного мозга применительно к каждому пациенту. С развитием МСКТ потребовались новые подходы к определению и корреляции стереотаксических координат по данным компьютерной томографии, с обязательным учетом индивидуальных особенностей пациентов. Необходимо отметить, что у метода стереотаксии есть несколько существенных недостатков: положение инструмента не может быть достоверно определено в режиме реального времени, зафиксированная на голове рамка существенно ограничивает доступ к операционному полю. Кроме того, фиксация винтов в черепе повышает инвазивность процедуры, а сама стереотаксическая рамка, несмотря на появление альтернативных устройств из карбона и пластика, является источником артефактов на изображении в процессе выполнения МСКТ. Недостатки и технические сложности использования стереотаксической рамки в клинической практике не позволяют достигнуть максимальной клинической эффективности в нейрохирургии. С целью устранить технические недостатки метода Carini S. с соавт. (1992) предлагали фиксировать стереотаксическую рамку неинвазивно, к зубному ряду верхней челюсти (ВЧ). Несмотря на все современные модификации стереотаксического метода, пока не решена проблема дополнительной ориентации инструментов, особенно в случаях диагностики глубоких внутричерепных опухолей, когда трудно определить границы между опухолью и неповрежденными окружающими тканями головного мозга (Kelly P.J., 1986).

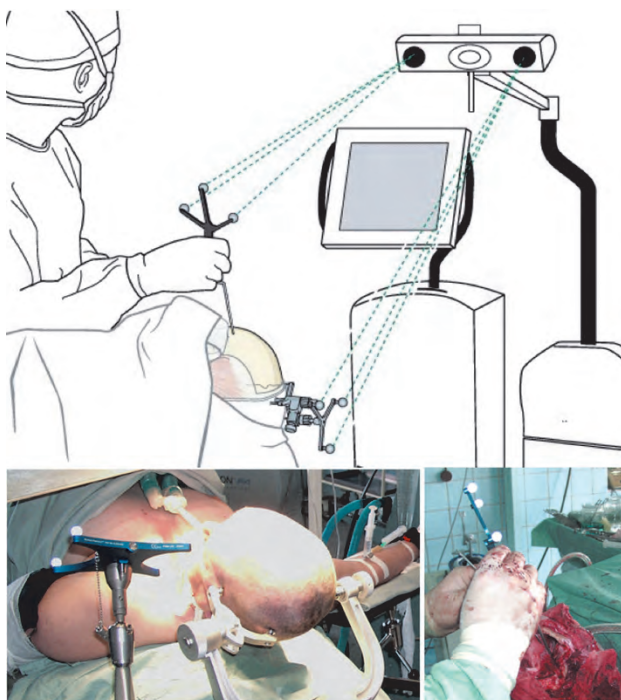
## 1.2. БЕЗРАМНАЯ СТЕРЕОТАКСИЯ

Современная компьютерная хирургия началась с безрамной стереотаксии, внедренной в нейрохирургии в 1987 г. (Watanabe et al., 1987). Данная техника (нейронавигация) обеспечивала селективную интраоперационную локализацию анатомических структур на основе данных МСКТ или МРТ, полученных до операции. Навигационный инструмент состоял из шарнирного механического плеча, соединенного с компьютерной рабочей станцией. Датчики, соединенные с механическим плечом

(манипулятором), измеряли угловые отклонения, позволяя вычислить положение кончика рабочей части поинтера, который являлся отслеживающим сенсором. Как правило, механические плечи имели шесть степеней свободы. Такой манипулятор был слишком громоздким из-за пружинных креплений его составных частей и, как следствие, большого суммарного веса установки. Первой коммерчески доступной системой, которая нашла применение в клинической практике, стала безрамная стереотаксическая нейронавигационная установка Viewing Wand System (Канада). Данная система оказалась востребованной в клинической нейрохирургической практике. Однако механические соединения манипулятора уменьшали общий радиус его действия, что существенно ограничивало применение данной системы в хирургической практике. Последующие экспериментальные и клинические исследования способствовали разработке более инновационных систем в области КН.

Только ультразвуковые и электромагнитные навигационные системы впервые исключили необходимость жесткого механического соединения хирургического инструмента с компьютерной рабочей станцией за счет применения принципа спутниковой связи. Для этого в электромагнитных системах операционное поле полностью перекрывается низкочастотным магнитным полем, генерируемым навигационной станцией (НС). Положение зонда-поинтера определяется посредством регистрации его ферромагнитической концевой части в магнитном поле. А. Kato с соавт. (1991) представили навигационные системы на основе электромагнитного принципа регистрации инструмента с достаточно высокой точностью: при выполнении процедуры регистрации головы пациента погрешность составляла 2–4 мм (Fried M.P. et al., 1997). Недостаток систем заключается в том, что у них переменная стабильность магнитного поля. Помимо этого, различные металлические объекты, в частности хирургические инструменты, и постороннее электромагнитное излучение могут искажать магнитное поле, создаваемое генератором НС, и компрометировать точность позиционирования рабочей части хирургического инструмента относительно головы пациента. К сожалению, пока не существует эффективного способа устранить помехи от посторонних электромагнитных полей и перемещающихся металлических объектов в области операционного поля.

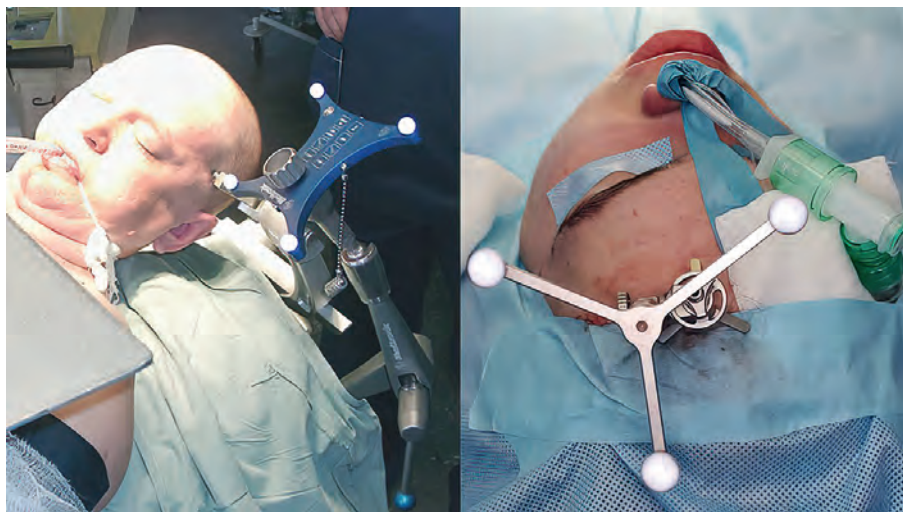
Навигационная система на основе оптического принципа регистрации впервые была применена в 1992 г. М.Р. Heilbrunn с соавт. Отслеживание инструмента в оптических системах основано на распознавании отраженного инфракрасного излучения с отражающих сфер, расположенных на хвостовой части рабочего инструмента, инфракрасными камерами (рис. 1.4). Это пассивные оптические навигационные системы.



**Рис. 1.4.** Принципиальная схема работы пассивной оптической навигационной станции

В пассивных системах навигации активный источник инфракрасного света (инфракрасные камеры) встроен непосредственно в НС, а рефлекторы на хирургических инструментах и навигационной рамке (трекере) являются пассивными отражателями. Камеры освещают рефлекторы инфракрасными лучами так, что инструменты видимы для НС. Для этого рефлекторы всегда должны находиться в поле зрения инфракрасных камер. Преимущество пассивных систем в том, что инструменты можно отслеживать без электрических проводов и аккумуляторных батарей. В настоящее время при выполнении регистрации не требуется жестко фиксировать голову пациента в скобе Мейфилда, так как регистрационная рамка может крепиться непосредственно на голове пациента, обеспечивая достаточную мобильность на весь период оперативного вмешательства, что очень важно в челюстно-лицевой хирургии (**рис. 1.5**).

Тем не менее пассивные навигационные системы имеют ряд недостатков: естественный и искусственный источники света в операционной препятствуют отслеживанию инфракрасной камерой отражающих сфер на инструментах и трекере; недопустимо попадание крови, физиологического



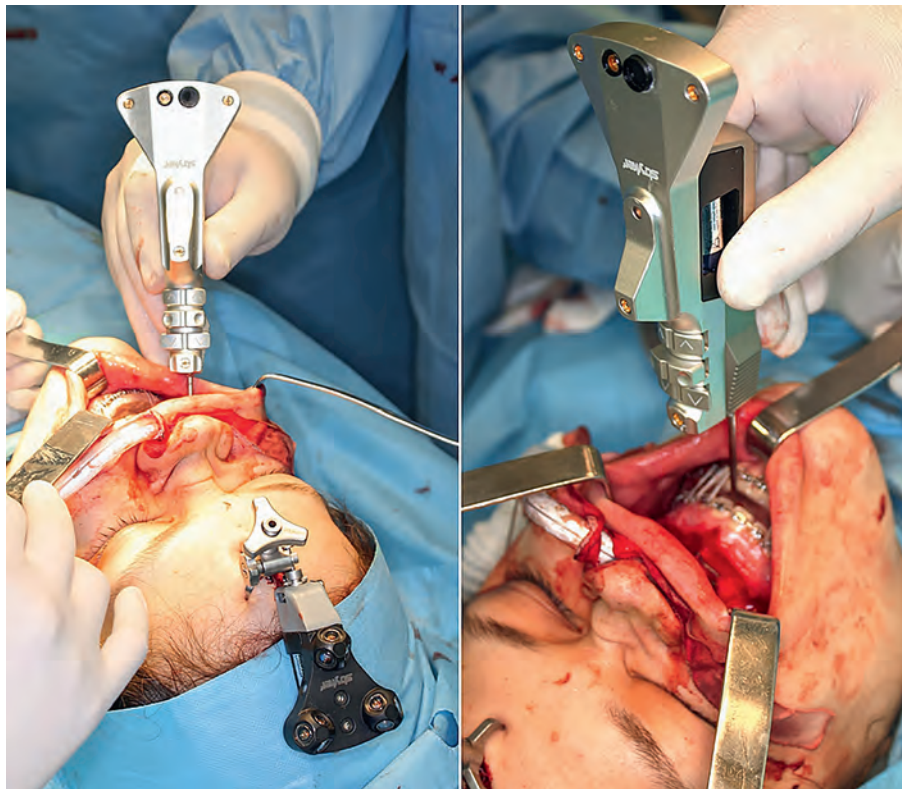
**Рис. 1.5.** Варианты фиксации регистрационной рамки (трекера) в скобе Мейфилда и на голове пациента

раствора и других жидкостей на поверхность пассивных отражающих сфер, иначе последние выйдут из строя из-за своей текстуры и придется менять их на новые, иногда непосредственно в ходе оперативного вмешательства. Пассивные оптические НС широко применяются в общеклинической практике и представлены на рынке медицинских изделий: НС Kick (BrainLab, Германия) и StealthStation® S7 (Medtronic Navigation, США).

Дальнейшее совершенствование оптической навигации связано с разработкой и внедрением в клиническую практику активных НС. Например, навигация компании Stryker 4-го поколения отличается от остальных тем, что использует активную, а не пассивную инфракрасную методику. Датчиками инфракрасного света являются светодиоды, встроенные в инструмент, а не пассивные отражающие сферы, как это было общепринято до настоящего времени (**рис. 1.6**).

Следствием этого стали три принципиальных момента, значительно улучшающих работу НС:

- 1) Светодиоды локализируются инфракрасной следящей камерой в 4 раза точнее, чем отражающие сферы, то есть точность активной навигации в 4 раза выше пассивной.
- 2) Светодиоды инструментов герметичны и не боятся попадания крови, физиологического раствора и других жидкостей, в то время как пассивные отражающие сферы в этом случае выходят из строя.



**Рис. 1.6.** Светодиодные датчики на рабочем инструменте и трекере в навигационной станции «STRYKER»

- 3) Стало возможным вынести на рабочий инструмент кнопки для управления системой из области стерильного операционного поля без привлечения ассистента.

Благодаря высокой технической точности и индифферентности к окружающим условиям работы в операционной пассивные и активные оптические навигационные системы на основе инфракрасного излучения становятся коммерчески популярными и в последнее время широко применяются в общеклинической хирургической практике (Bucholz R.D. et al., 1993; Zamorano L. et al., 1992; Hassfeld S., 2000; Hassfeld S., Mühling J., 2001; Yi Sun., Luebbers H.-T., Agbaje J.O. et al., 2014; van den Bempt M., Liebrechts J., Maal T. et al., 2018).