

# УСТРАНЕНИЕ ВРОЖДЕННЫХ АНОМАЛИЙ ЛИЦЕВОГО СКЕЛЕТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СИСТЕМ КОМПЬЮТЕРНОЙ НАВИГАЦИИ

П.Н. Митрошенков<sup>1</sup>, П.П. Митрошенков<sup>1,2\*</sup>, Т.Г. Пелишенко<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ФГБУ «Клиническая больница №1» (Волынская) УД Президента РФ, Москва, <sup>2</sup>ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова» Минздрава РФ, Москва

## ELIMINATION OF CONGENITAL FACIAL SKELETON ANOMALIES WITH COMPUTER NAVIGATION SYSTEMS

P.N. Mitroshenkov<sup>1</sup>, P.P. Mitroshenkov<sup>1,2\*</sup>, T.G. Pelishenko<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Clinical Hospital No 1 of Department of Presidential Affairs, Moscow, Russia, <sup>2</sup>A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry, Moscow, Russia

E-mail: mitroshenkov27@mail.ru

### Аннотация

Цель данного исследования — оценить точность компьютерной навигации в устранении врожденных аномалий лицевого скелета с помощью анализа положения остеотомированных фрагментов челюстей на виртуальных и послеоперационных моделях методом их совмещения относительно вертикальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостей. Проанализированы данные 30 прооперированных пациентов с врожденными аномалиями лицевого скелета (10 пациентов с аномалией прикуса III скелетного класса, 9 пациентов с аномалией прикуса II скелетного класса, 11 пациентов с гемифациальной микросомией). Среднее значение погрешности точности регистрации (TRE) составило  $0.9 \pm 0.18$  мм. Абсолютные значения разницы между реальными и планируемыми перемещениями верхней челюсти находились в диапазоне от 0.72 до 1.12 мм в вертикальной, от 0.56 до 0.94 мм в сагиттальной и от 0.39 до 0.58 мм в трансверсальных плоскостях. По результатам анализа сделаны выводы: интраоперационный контроль положения остеотомированных фрагментов ММС с использованием компьютерной навигации позволяет значительно упростить процедуру позиционирования остеотомированных фрагментов во время операции, сократить длительность оперативного вмешательства, получить удовлетворительный эстетический результат лечения с восстановлением окклюзии.

**Ключевые слова:** компьютерная навигация, виртуальное планирование, ортогнатическая хирургия, окклюзионный сплент, асимметричная деформация.

### Abstract

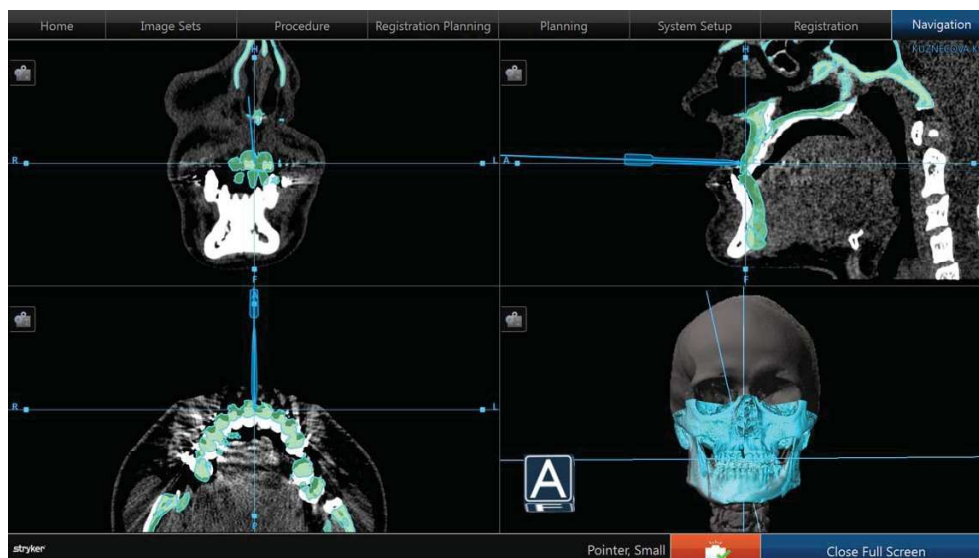
**Purpose:** To evaluate the accuracy of computer navigation in eliminating congenital facial skeleton anomalies by analyzing the positioning of osteotomized jaw fragments at virtual and postoperative models by superimposing them in vertical, horizontal and sagittal planes. Material and methods: 30 patients with congenital malformations of their facial skeleton (10 patients with malocclusion of skeletal class III, 9 patients with malocclusion of skeletal class II, 11 patients with hemifacial microsomia) were operated on. The obtained findings were analyzed and registered; mean target registration error (TRE) was 0.9–0.18 mm. Absolute difference values between actual and virtual movements of the maxilla were in the range 0.72 - 1.12 mm in vertical, 0.56 - 0.94 mm in sagittal and 0.39- 0.58 mm in transversal planes. Conclusion: Intraoperative control of the positioning of osteotomized MMC fragments with computer navigation significantly simplifies the procedure during surgery, reduces surgical time and gives satisfactory aesthetic results in occlusion restoration.

**Key words:** computer navigation, virtual planning, orthognathic surgery, occlusal splint, asymmetric deformation.

*Ссылка для цитирования: Митрошенков П.Н., Митрошенков П.П., Пелишенко Т.Г. Устранение врожденных аномалий лицевого скелета с использованием систем компьютерной навигации. Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2020; 2: 55-62.*

Устранение врожденных аномалий лицевого скелета является актуальной проблемой в современной челюстно-лицевой хирургии. По данным отечественной и зарубежной литературы, 75-

80% пациентов с врожденными аномалиями прикуса, обратившихся к челюстно-лицевой хирургу, в первую очередь желают получить не функциональный, а эстетический результат от комбиниро-



**Рис.1** Интраоперационный контроль положения остеотомированных фрагментов лицевого скелета в навигационной станции «Stryker CranialMap CMF Version 2.0» (Stryker, США)

ванного лечения, поэтому результат хирургического лечения во многом зависит от точности перемещения и позиционирования остеотомированных фрагментов лицевого скелета [1].

В настоящее время в ортогнатической хирургии для интраоперационного контроля перемещений остеотомированных фрагментов применяются окклюзионные сплинты. Однако данный метод не лишен недостатков. В первую очередь это связано с погрешностями на этапе моделирования окклюзионных сплинтов [2]. Также данный метод интраоперационного контроля не позволяет оценить положение остеотомированных фрагментов в трехмерном пространстве в операционной ране. Данные исследований, проведенных иностранными авторами, свидетельствуют о том, что компьютерная навигация является перспективным методом интраоперационного контроля [3,4].

Цель данного исследования - оценить клиническую универсальность и точность компьютерной навигации в ортогнатической хирургии.

### Материалы и методы

В ходе данного исследования в отделении ЛОР и ЧЛХ «Клинической больницы №1» УДП РФ было оперировано 30 пациентов в возрасте от 21 года до 35 лет (20 женщин и 10 мужчин) с врожденными аномалиями лицевого скелета (10 пациентов с аномалией прикуса III скелетного класса, 9 пациентов с аномалией прикуса II скелетного класса, 11 пациентов с гемифациальной микросомией). Все пациенты были оперированы в плановом порядке, под общим обезболиванием.

Диагностический комплекс включал в себя: телерентгенограммы (ТРГ) в прямой и боковой про-

екциях с расчетом линейных и угловых параметров лица в цефалометрической программе «Dolphin Imaging», мультиспиральную компьютерную томографию (МСКТ) лицевого скелета по стандартной методике.

Помимо этого, пациентам изготавливались гипсовые модели верхней и нижней челюсти с последующей гипсовкой их в артикулятор. Для создания виртуальной модели гипсовые модели челюстей сканировались в аппарате «Autoscan DS-EX Pro» (Shining 3D, Китай) с последующим переводом их изображений в STL-формат. Это способствовало получению более точных окклюзионных поверхностей зубных рядов верхней и нижней челюсти, которые зачастую плохо визуализируются на МСКТ из-за наличия артефактов от металлических ортодонтических конструкций. Виртуальные модели зубных рядов встраивались в трехмерную модель черепа пациентов на этапе планирования.

В 5 клинических случаях виртуальное предоперационное планирование выполнялось в программном обеспечении «Planner Launcher» (Polygonmed, Россия). В остальных случаях (25 пациентов) данный этап выполнялся в цефалометрической программе «Dolphin Imaging» и в 3D-редакторе «Blender 2.79». В последующем полученная виртуальная модель импортировалась в навигационную станцию.

Для интраоперационного контроля положения остеотомированных фрагментов использовались оптические навигационные станции «BrainLab 18070 Kick» (BrainLab, Германия) и «Stryker CranialMap CMF Version 2.0» (Stryker, США) (рис.1).

Реперные точки, используемые на этапе регистрации головы и для сравнительного анализа при совмещении предоперационной и послеоперационной 3D-моделей

Реперные точки	Определение
A	Точка максимальной вогнутости альвеолярного отростка верхней челюсти по средней линии
U1 (L, R)	Медиальный угол режущей поверхности центрального резца (слева, справа)
U6 (L, R)	Мезиально-щечная поверхность коронковой части первого моляра (слева, справа)

В послеоперационном периоде с целью контроля положения перемещенных фрагментов повторно выполнялась МСКТ лицевого отдела черепа. Сравнительный анализ результатов лечения проводился путем совмещения предоперационной виртуальной модели и послеоперационной модели в вертикальной (FHP), трансверсальной (MSP) и сагиттальной (COP) плоскостях. Процедура совмещения выполнялась в программном обеспечении навигационной станции или в 3D-редакторах «Blender 2.79» и «Planner Launcher».

Принцип данной процедуры заключался в сопоставлении линейных параметров положения реперных точек на виртуальной и послеоперационной моделях (T0-T1) относительно плоскостей FHP, MSP и COP (рис.2). Для анализа совмещения использовались следующие реперные точки: A, U1L, U1R, U6L, U6R (табл.1).

Для оценки достоверности различий между линейными расстояниями на виртуальной и контрольной послеоперационной моделях был использован суммарный тест Wilcoxon. Отклонения менее 0.05 были признаны как значительные. На основе статистического анализа полученных дан-

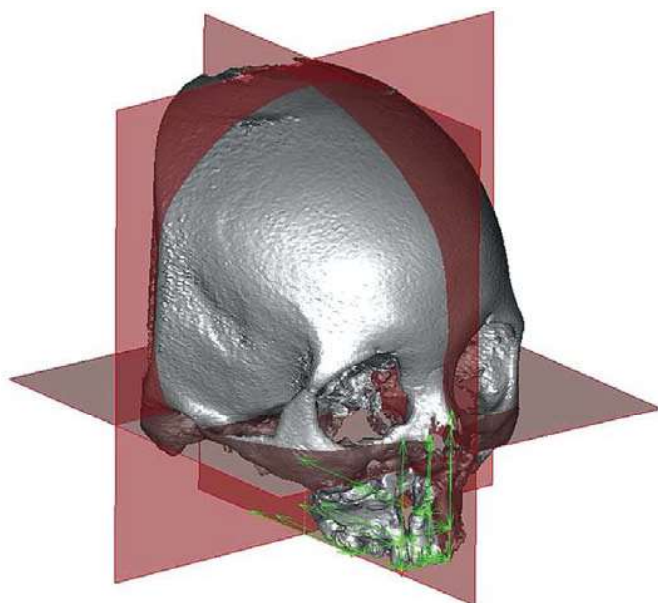


Рис.2 Проецирование реперных точек на модели относительно Франкфуртской горизонтальной (FHP), медиосагиттальной (MSP) и коронарной (COP) плоскостей.

ных высчитывали коэффициент персональной корреляции и выполняли линейный регрессивный анализ для идентифицирования возможных различий между T0 и T1.

### Результаты и обсуждение

Все ортогнатические операции, выполненные с использованием интраоперационного контроля с помощью компьютерной навигации, проведены с хорошими функциональными и эстетическими результатами. длительность оперативного вмешательства составила в среднем около 181 мин (150 – 210 мин). Процедура регистрации головы пациента перед началом операции выполнялась по стандартной методике с использованием реперных точек и естественных анатомических ориентиров, обозначенных на предоперационной виртуальной модели. Среднее время процедуры регистрации составило 5 мин (3–8 мин). При этом среднее значение погрешности точности регистрации (TRE) составило  $0.9 \pm 0.18$  мм. Данные сравнительного анализа положения реперных точек на виртуальной и послеоперационной моделях относительно среднесагиттальной (MSP), коронарной (COP) плоскостей и Франкфуртской горизонтальной (FHP) представлены в табл.2. Абсолютные значения различий между реальными и планируемыми перемещениями верхней челюсти находились в диапазоне от 0.72 до 1.12 мм в вертикальной, от 0.56 до 0.94 мм в сагиттальной и от 0.39 до 0.58 мм в трансверсальной плоскостях. Статистический анализ показал незначительные различия между трехмерным планированием и реальным результатом операции в любом направлении ( $p > 0.05$ ).

Результаты данного исследования показали высокую точность с низкими значениями погрешностей процедуры регистрации головы пациента в навигационной станции с использованием реперных точек в виде естественных анатомических ориентиров на твердых тканях. Необходимо отметить, что большинство авторов указывают на достаточно высокую точность при регистрации в эксперименте на синтетической модели черепа. Так, по данным Y. Sun и соавт. в эксперименте при использовании 6 анатомических ориентиров на твердых тканях с



Сравнительный анализ положения реперных точек на виртуальной и постоперационной моделях относительно средне-сагиттальной, коронарной плоскостей и Франкфуртской горизонтали

Расстояние, мм	Виртуальная модель (T0), мм			Постоперационный результат (T1), мм			Разность (T0-T1), мм			p
	среднее значение	Min	Max	среднее значение	Min	Max	среднее значение	Min	Max	
Относительно Франкфуртской горизонтали (FHP)										
A	32.81	28.40	36.71	32.88	27.12	37.09	0.84	0.02	1.40	0.89
U1	54.86	49.27	62.66	54.40	48.13	62.84	0.72	0.05	1.44	0.50
U6L	52.85	47.51	57.12	52.82	48.30	57.14	1.12	0.38	2.01	0.69
U6R	52.08	47.87	55.43	52.57	48.87	56.18	1.07	0.18	1.21	0.14
Относительно среднесагиттальной плоскости (MSP)										
A	1.05	0.56	1.35	0.93	0.48	1.68	0.44	0.04	0.72	0.69
U1	1.35	0.14	1.96	1.28	0.23	2.78	0.58	0.11	1.29	0.89
U6L	27.68	24.87	29.91	28.06	24.91	29.75	0.46	0.04	1.20	0.22
U6R	27.29	23.93	29.19	27.19	24.19	29.02	0.43	0.24	0.73	0.69
Относительно коронарной плоскости (COP)										
A	68.51	61.79	73.94	68.13	62.47	73.52	0.65	0.42	1.13	0.35
U1	71.62	61.67	80.40	71.63	61.90	80.77	0.56	0.23	0.97	0.89
U6L	43.80	30.80	53.99	44.42	30.59	55.59	0.71	0.09	1.60	0.14
U6R	44.01	32.16	50.88	43.81	32.84	49.04	0.86	0.12	1.84	0.79

85 точками-мишенями в области средней зоны лица среднее TRE составило 0.93 мм. В то же время, по данным Н.Т. Lübbers и соавт. при регистрации синтетической модели в эксперименте среднее TRE составило 1 мм, независимо от способа регистрации. При этом многие авторы отмечают, что при использовании компьютерной навигации в клинической практике погрешность при выполнении процедуры регистрации головы пациента может увеличиваться до  $1.07 \pm 0.18$  мм против  $0.6 \pm 0.27$  мм в эксперименте [2,5,6]. В то же время большинство исследователей считают данную погрешность клинически приемлемой, так как ее величина не влияет на хирургическую точность. Кроме того, различными исследованиями установлено, что естественные анатомические ориентиры на лицевом скелете в проекции передней носовой ости и на буграх зубов наиболее удобны для выполнения процедуры регистрации [2,3,7]. В данном клиническом исследовании при выполнении стандартной процедуры регистрации, помимо мягкотканых анатомических ориентиров, мы использовали 4 анатомических ориентира на лицевом скелете, которые позволили достичь приемлемой погрешности регистрации  $0.9 \pm 0.18$  мм, что не противоречило большинству исследований и существенно не влияло на хирургическую точность.

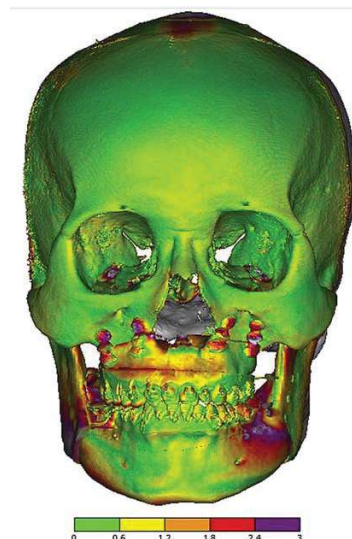
Следует отметить, что в современных публикациях, посвященных данной проблеме, нет точного определения максимальной точности и минимальной погрешности при использовании компьютерной навигации в ортогнатической хирургии. Как правило, разница между линейными параметрами виртуальной и постоперационной моделей (T0-T1) в 1.5 мм используется как приемлемый клинический стандарт, который существенным образом не влияет на функциональный и эстетический результат операции и не замечен при визуальном клиническом осмотре [1,4,5,10].

По данным нашего клинического исследования различия между перемещениями остеотомированных фрагментов на виртуальной модели и контрольной послеоперационной 3D-модели черепа оперированных пациентов (T1-T0) были незначительными (см. табл.2). При этом максимальная погрешность по реперным точкам на твердых тканях отмечалась в вертикальной плоскости, т.е. относительно FHP, и колебалась значения в диапазоне от 0.72 до 1.12 мм ( $p > 0.05$ ). В трансверсальной и сагиттальной плоскостях средние значения погрешности были менее 1 мм и находились в диапазоне 0.39 – 0.58 и 0.56–0.94 мм соответственно. Полученные значения средней погрешности T1-T0 в нашем клиническом исследовании сопоставимы с данными экспериментальных исследований по ис-

пользованию компьютерной навигации на пластиковых моделях, опубликованными ранее другими исследователями [2,8,9]. Так, по результатам исследования Н.В.Чанг, проведенного *in vitro*, средние значения погрешности в вертикальной плоскости составили  $0.92 \pm 0.84$  мм, в трансверсальной плоскости –  $0.87 \pm 0.96$  мм и в сагиттальной плоскости –  $0.89 \pm 0.53$  мм. В то же время при клиническом применении метода интраоперационной компьютерной навигации средние значения погрешности составили  $1.39 \pm 1.11$  мм в вертикальной,  $0.96 \pm 0.60$  мм в трансверсальной и  $2.12 \pm 1.82$  мм в сагиттальной плоскостях. Авторы объясняли данное повышение погрешности отсутствием межчелюстной фиксации в послеоперационном периоде и отсроченным выполнением контрольной МСКТ через 1 нед после оперативного вмешательства, что могло привести к потере вторичной репозиции ММС и его смещению кзади и книзу под действием мимической и жевательной мускулатуры [2]. Данные факторы были приняты во внимание в нашем исследовании, поэтому контрольная МСКТ выполнялось через 24 ч после операции при сохранении межчелюстной эластичной фиксации в течение первых 3 нед послеоперационного периода. Это позволило исключить функциональные факторы, способствующие потере вторичной репозиции ММС в послеоперационном периоде, и визуализировать положение остеотомированных фрагментов верхней челюсти при контрольном исследовании максимально приближено к их позиционированию во время оперативного вмешательства под контролем навигации. Поэтому значения Т1 в реперных точках при совмещении виртуальной предоперационной и контрольной 3D-моделей были сопоставимы с данными интраоперационной навигации.

Еще одним возможным источником увеличения погрешности могут быть артефакты из-за брекетов и металлических реставраций в полости рта, которые могут исказить изображение лицевого скелета при определении положения реперных точек на этапе виртуального планирования. При этом данный эффект искажений больше визуализируется при выполнении КЛКТ, чем при исследовании с использованием МСКТ. Этим объясняется относительно низкая внутри- и межисследовательская достоверность, на что указывает М.Ж. Zinser. Поэтому на этапе предоперационного планирования и послеоперационного контрольного обследования мы использовали только МСКТ лицевого скелета без ортодонтических дуг.

Анализ погрешности в позиционировании остеотомированных фрагментов на совмещенной модели показывает, что ее наибольшие значения



**Рис.3.** Цветовая индикация погрешности позиционирования при совмещении виртуальной и послеоперационной моделей в цветной визуализации (зеленый – 0-0.5 мм, желтый – 0.6-1.2 мм, коричневый – 1.2-1.8 мм, красный – 1.8-2.4 мм и фиолетовый – 2.4-3 мм).

были в дистальных отделах верхней и нижней челюстей (рис. 3), т.е. на максимальном отдалении от области регистрации реперных точек.

Так, в области жевательной группы зубов верхней челюсти и латеральной стенки верхнечелюстного синуса показатель погрешности был в пределах 1.2-1.8 мм (на рис.3 данная область окрашена коричневым цветом) по отношению ко всем трем плоскостям проецирования. По мере приближения в область реперных точек (U6, U1 и A) значение погрешности перемещалось в диапазон от 0 до 0.6 мм по цветной шкале (зеленый и желтый цвет). Минимальные значения погрешности были в реперных точках A и U1, находясь в диапазоне от 0.44 до 0.65 мм по отношению к трансверсальной и сагиттальной плоскостям (см. табл.2). В вертикальной плоскости этот показатель был незначительно выше (0.84 и 0.72 мм соответственно). В реперных точках U6 значение погрешности в трансверсальной плоскости не превышало значений погрешности в реперных точках A и U1 (0.43–0.46 мм). Следует отметить, что в сагиттальной плоскости погрешность в точках U6 была в диапазоне 0.71–0.86 мм, превышая аналогичные параметры в точках A и U1 на 0.15–0.20 мм. В вертикальной плоскости погрешность в этих точках составила 1.07–1.12 мм. Увеличение величины погрешности в точках U6 относительно плоскостей FHP и COP по сравнению с аналогичным параметром в точках A и U1 связано, по нашему мнению, с особенностями техники остеотомии верхней челюсти по Фор 1 и фиксации остеотомированного фрагмента, а именно: сложной конфигурацией плоскости остеотомии в вертикальной и сагитталь-



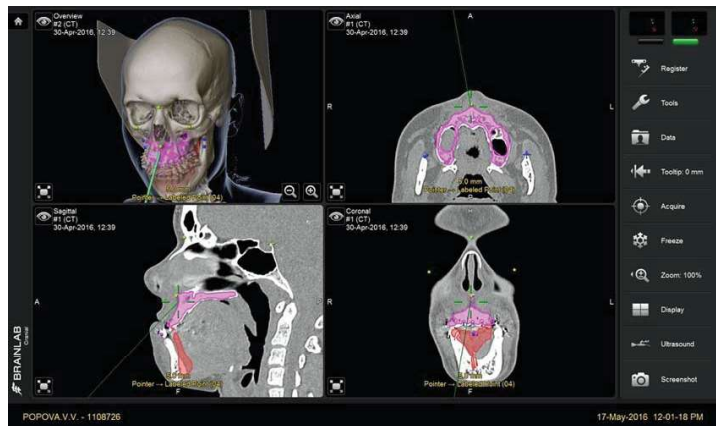
а



б



в



г



д



е



ж

**Рис.4.** Клинический пример устранения асимметричной деформации прикуса III класса с использованием интраоперационной компьютерной навигации: а – вид пациентки до операции; б – вид прикуса до операции; в – этап фиксации трекара; г – интраоперационный контроль положения реперных точек; д – фиксация трекара на реперной точке в операционной ране; е – вид пациентки через 1 мес после операции; ж – состояние прикуса после операции.



ной проекции, невозможностью достижения абсолютной стабильности фиксации остеотомированного фрагмента верхней челюсти в дистальных отделах. Фиксация ММС к верхней челюсти технически возможна только по скуловому и носолобному контрфорсам, т.е. только в передней трети средней зоны лица относительно сагиттальной плоскости. Помимо этого, необходимость ротации ММС в горизонтальной и вертикальной плоскостях, особенно при асимметричных деформациях, способствует возникновению костных диастазов по линии остеотомии, особенно в дистальных отделах остеотомированного фрагмента верхней челюсти. Поэтому абсолютная стабильность костных фрагментов возможна только по носолобному контрфорсу, т.е. в реперных точках **A** и **U1** [10,11]. В дистальных отделах стабильность фиксации относительная, что способствует смещению костных фрагментов в послеоперационном периоде и увеличению значений погрешности позиционирования (T1-T0) относительно виртуальной предоперационной модели, что подтверждается данными других исследований [2,3].

По результатам нашего исследования средние значения погрешности не превышали 1 мм и не приводили к нарушениям эстетических пропорций лица в ближайшем и отдаленном послеоперационном периоде, а несоответствия по прикусу в дистальных отделах ММС, выявленные при послеоперационном контроле, легко устранялись на завершающем ортодонтическом этапе лечения. Суммарный тест Wilcoxon показал незначительные различия между виртуальным планом и реальным результатом ( $p>0.05$ ).

Следует отметить, что до настоящего времени некоторыми исследователями высказывается мнение о том, что при использовании компьютерной навигации необходимо дополнительное время для выполнения процедуры регистрации головы пациента на этапе начала операции, которое может значительно увеличивать длительность оперативного вмешательства [1,4]. Данное исследование показывает, что при достаточном опыте и наличии практических навыков выполнения процедуры регистрации это занимает в среднем не более 5 мин, даже в случае возникновения необходимости перерегистрации головы пациента на этапах операции, что существенно не влияло на общую длительность оперативного вмешательства.

На рис.4 представлен клинический пример устранения асимметричной деформации прикуса III класса у пациентки В., 28 лет, под контролем интраоперационной компьютерной навигации «BrainLab 18070 Kick» (BrainLab, Германия). В данном клиническом случае выполнена остеото-

мия верхней челюсти по Le Fort I и билатеральная сплитостеотомия нижней челюсти (BSSO). Динамическая регистрационная рамка (трекер) фиксировалась в лобной области с использованием монокортикального винта (рис.4, в). Интраоперационный контроль выполнялся по реперным костным точкам **A**, **U1L**, **U1R**, **U6L**, **U6R** с отображением положения поинтера на виртуальной предоперационной модели в режиме on-line (рис.4, г, д). В представленном клиническом случае получен хороший функциональный и эстетический результат лечения (рис.4 а, б, е, ж).

### Заключение

Таким образом, интраоперационный контроль положения остеотомированных фрагментов ММС с использованием компьютерной навигации в ортогнатической хирургии позволяет значительно упростить процедуру позиционирования остеотомированных фрагментов во время операции, сократить длительность оперативного вмешательства, получить удовлетворительный эстетический результат лечения с восстановлением окклюзии.

### Выводы:

1. При использовании оптических систем навигации для повышения точности регистрации головы пациента необходимо комбинировать мягкотканые анатомические ориентиры с анатомическими ориентирами на твердых тканях лица. Для этого достаточно использовать 6 таких ориентиров в виде точек **A**, **U1 (R, L)** и **U6 (R, L)**.
2. Интраоперационный контроль положения ММС необходимо осуществлять по реперным точкам на остеотомированном фрагменте верхней челюсти, так как контроль перемещений нижней челюсти не информативен в виду ее мобильности.
3. Значения средней погрешности линейных параметров позиционирования ММС с использованием компьютерной навигации демонстрируют клинически приемлемую точность интраоперационного навигирования.

### Литература

1. Bell R. B. Computer planning and intraoperative navigation in cranio-maxillofacial surgery // *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. — 2010. — V. 22. — №. 1. — P. 135-156. doi: 10.1016/j.coms.2009.10.010
2. Chang H. W. et al. Intraoperative navigation for single-splint two-jaw orthognathic surgery: From model to actual surgery // *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. — 2015. — V. 43. — №. 7. — P. 1119-1126. doi: 10.1016/j.jcms.2015.06.009
3. Sun Y. et al. The accuracy of image-guided navigation for maxillary positioning in bimaxillary surgery // *Journal of Craniofacial Surgery*. — 2014. — V. 25. — №. 3. — P. 1095-1099. doi: 10.1097/scs.0000000000000633
4. Bobek S. L. Applications of navigation for orthognathic surgery // *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. — 2014. — V. 26. — №. 4. — P. 587-598. doi: 10.1016/j.coms.2009.10.010

5. Van den Bempt M. et al. Toward a higher accuracy in orthognathic surgery by using intraoperative computer navigation, 3D surgical guides, and/or customized osteosynthesis plates: a systematic review // *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. — 2018. — V. 46. — №. 12. — P. 2108-2119. doi: 10.1016/j.jcms.2018.10.012

6. L bbers H. T. et al. The influence of involuntary facial movements on craniofacial anthropometry: a survey using a three-dimensional photographic system // *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. — 2012. — V. 50. — №. 2. — P. 171-175. doi: 10.1016/j.bjoms.2010.12.002

7. Sun Y. et al. Validation of anatomical landmarks-based registration for image-guided surgery: an in-vitro study // *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. — 2013. — V. 41. — №. 6. — P. 522-526. doi: 10.1016/j.jcms.2012.11.017

8. Chang H. W. et al. Intraoperative navigation for single-splint two-jaw orthognathic surgery: From model to actual surgery // *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. — 2015. — V. 43. — №. 7. — P. 1119-1126. doi: 10.1016/j.jcms.2015.06.009

9. Li B. et al. A new method of surgical navigation for orthognathic surgery: optical tracking guided free-hand repositioning of the maxillomandibular complex // *Journal of Craniofacial Surgery*. — 2014. — V. 25. — №. 2. — P. 406-411. doi: 10.1097/scs.0000000000000673

10. Zinser M. J. et al. Computer-assisted orthognathic surgery: waferless maxillary positioning, versatility, and accuracy of an image-guided visualisation display // *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. — 2013. — V. 51. — №. 8. — P. 827-833. doi: 10.1016/j.bjoms.2013.06.014

11. Lee S. J. et al. Virtual skeletal complex model-and landmark-guided orthognathic surgery system // *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. — 2016. — V. 44. — №. 5. — P. 557-568. doi: 10.1016/j.jcms.2016.02.009