

ВЛИЯНИЕ МЫШЕЧНОГО БАЛАНСА ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ НА ФИКСАЦИЮ ПОЛНЫХ СЪЁМНЫХ ПРОТЕЗОВ

Норкулова Жасмина Мухиддин кизи

Сафаров Мурад Ташпулатович

Ташкентский государственный медицинский университет.

<https://doi.org/10.5281/zenodo.20301845>

Аннотация. Цель исследования: Изучить характер влияния миодинамического равновесия челюстно-лицевой зоны на показатели стабилизации полных съёмных протезов у лиц с полным отсутствием зубов.

Материалы и методы: В рамках работы обследованы 42 пациента (возрастной диапазон — 56-74 года), получивших ортопедическое лечение по поводу полной адентии.

Проводилось комплексное тестирование функционального статуса жевательной мускулатуры, круговой мышцы рта, а также кинетики языка в фазах речеобразования и деглутации. Объективизация параметров осуществлялась посредством функциональных проб и поверхностной интерференционной электромиографии.

Результаты: у лиц с верифицированными признаками нейромышечной дискоординации достоверно чаще фиксировались жалобы на подвижность протезов, преимущественно на нижней челюсти. Внедрение протокола направленной функциональной коррекции границ базиса в сочетании с курсом миогимнастики способствовало росту удерживающей силы и снижению потребности в повторных посещениях врача для шлифовки.

Выводы: Зафиксированные авторами закономерности доказывают определяющую роль мышечного баланса в обеспечении устойчивости ортопедических конструкций, что позволяет оптимизировать алгоритмы планирования лечения при полной адентии.

Abstract. To investigate the impact of maxillofacial myofunctional equilibrium on the retention profiles of complete dentures in edentulous subjects.

Materials and Methods: The study sample comprised 42 edentulous patients (aged 56-74 years) undergoing complete denture rehabilitation. Comprehensive evaluation focused on the functional status of the masticatory muscles, orbicularis oris, and tongue kinetics during speech and deglutition. Objective metrics were acquired through targeted functional testing and surface interference electromyography.

Results: Subjects presenting with verified neuromuscular discoordination exhibited a significantly higher incidence of denture instability, predominantly affecting the mandibular arch.

Implementing a protocol of selective functional border refinement combined with targeted myofunctional exercises enhanced retention forces and minimized the need for subsequent post-insertion adjustments.

Conclusions: The observed patterns substantiate the critical role of neuromuscular balance in safeguarding denture stability, offering an objective pathway to optimize treatment planning strategies for edentulous individuals.

Ключевые слова: полные съёмные протезы; фиксация; мышечный баланс; нейромышечная координация; протезное поле; язык и щёки; электромиография.

Introduction.

Мышечный баланс челюстно-лицевой области в контексте полного съёмного протезирования следует определять как динамическое равновесие сил, создаваемых языком, щёчными мышцами, круговой мышцей рта и жевательной мускулатурой, которые в покое и при функции формируют «функциональную рамку» для протеза. Механизм влияния этого равновесия на фиксацию заключается в том, что стабильность протеза поддерживается не только адгезией и когезией слюны и точностью прилегания базиса, но и направлением результирующих мышечных векторов, которые либо прижимают протез к протезному ложу, либо смещают его по краю с разгерметизацией периферического клапана. Клиническим примером является ситуация, когда гиперактивность *m. mentalis* и круговой мышцы рта при короткой верхней губе вызывает подъём переднего края верхнего протеза при разговоре, тогда как дискоординация языка при глотании приводит к «подсасыванию» нижнего протеза вверх и его последующему опрокидыванию. По данным эпидемиологических обзоров, до 20–30 процентов пациентов с полной адентией сообщают о неудовлетворительной фиксации как о ведущей причине отказа от ношения протезов, а нарушения функции пероральной мускулатуры и адаптации к новым окклюзионным условиям отмечаются более чем у половины пациентов на ранних сроках протезирования.

Научное объяснение состоит в том, что при полной адентии исчезает периодонтальная проприоцепция и меняется центральная регуляция жевательных движений, вследствие чего роль мягкотканной стабилизации возрастает и становится критической для удержания, особенно на нижней челюсти с меньшей площадью опоры и более подвижными тканями [1; 2].

Современные подходы к удержанию полных протезов традиционно описывают физико-химические компоненты фиксации, включая межфазное натяжение слюны, краевое прилегание и вакуумный эффект, однако эти определения недостаточны без учёта нейромышечной адаптации.

Механизм методологического ограничения классических моделей состоит в том, что они подразумевают статичное протезное поле, тогда как реальная клиника демонстрирует постоянное изменение формы преддверия рта, дна полости рта, ретромолярных участков и альвеолярных гребней под действием функций речи, мимики и глотания. Типичным примером является пациент с выраженной атрофией альвеолярного отростка нижней челюсти, у которого даже при идеальном оттиске и корректной постановке зубов протез теряет устойчивость при латеральных движениях языка и активном участии щёчных мышц, что требует функционального моделирования краёв.

В клинических наблюдениях показано, что снижение высоты альвеолярного гребня на 1 мм ассоциируется с заметным ухудшением сопротивления протеза сдвигу, а при выраженной атрофии частота использования фиксационных кремов может превышать 60 процентов, что косвенно отражает дефицит естественной стабилизации. Научная интерпретация подчёркивает, что биомеханика полного протеза является системой «протез–слизистая–мышцы», где устойчивость определяется не суммой факторов, а их синхронизацией, поэтому дисбаланс даже одного мышечного компонента способен

разрушить краевую герметизацию и вызвать микроподвижность с последующей травмой слизистой [3]. Актуальность исследования усиливается тем, что в клинической практике врач нередко фокусируется на точности оттисков и окклюзионных соотношений, тогда как оценка мышечного баланса ограничивается субъективными впечатлениями. Механизм клинической ошибки заключается в том, что при невыявленной асимметрии тонуса или нарушении паттерна глотания корректировка протеза производится преимущественно по следам окклюзионной бумаги, хотя первопричина смещения лежит в мягкотканной динамике.

Примером является пациент с привычным односторонним жеванием и компенсаторной гиперактивностью жевательной мышцы на одной стороне, что приводит к повторяющимся жалобам на «подпрыгивание» протеза при пережёвывании и к локальным наминациям по переходной складке. В ряде клинических серий указано, что до 35–45 процентов повторных обращений в первые 2–4 недели после выдачи полных протезов связаны с нестабильностью и болезненностью, а не с эстетикой, что подтверждает необходимость предикторов адаптации и фиксации. Научно обоснованная цель настоящей работы состоит в концептуализации влияния мышечного баланса на фиксацию как измеряемого феномена и в формировании практико-ориентированных критериев коррекции базиса и окклюзии, что соответствует современным представлениям о нейромышечной стоматологии и функциональной протетике [4; 5].

Materials and Methods.

В рамках исследования мышечный баланс рассматривался как совокупность параметров, включающих симметрию и амплитуду активности жевательных мышц, согласованность работы круговой мышцы рта и щёчных мышц при речи, а также характер взаимодействия языка с протезными поверхностями при глотании. Механизм методологического выбора заключался в том, что каждая из перечисленных подсистем напрямую связана с формированием или разрушением периферического клапана: круговая мышца рта и щёчные мышцы определяют давление на вестибулярные края, язык и мышцы дна полости рта воздействуют на язычные края нижнего протеза, а жевательные мышцы через окклюзию формируют опрокидывающие моменты. В качестве примера операционализации использовались функциональные пробы: произнесение фраз с лабиальными и свистящими звуками, контролируемое глотание воды объёмом 10–15 мл, имитация жевания стандартного пищевого теста, а также наблюдение за стабилизацией протеза при ретракции губ и щёк. Для количественной части применялась поверхностная электромиография с регистрацией среднеквадратичного значения (RMS) и коэффициента асимметрии по парам мышц, поскольку в литературе вариабельность RMS у адаптированных пациентов обычно ниже, чем у пациентов с дискоординацией. Научное обоснование применимости ЭМГ состоит в том, что она отражает центральную и периферическую регуляцию мышечного сокращения и позволяет выявлять скрытые паттерны гиперактивности, которые клинически проявляются как нестабильность протеза и перегрузка отдельных участков протезного ложа [6].

Оценка фиксации и устойчивости протезов проводилась как многокомпонентный показатель, включающий сопротивление вертикальному отрыву, сопротивление горизонтальному сдвигу и субъективную оценку удержания пациентом. Механизм измерения сопротивления отрыву состоял в использовании стандартного динамометрического подхода, при котором к фронтальному участку базиса прикладывалась возрастающая сила до момента разгерметизации краевого клапана, а результаты фиксировались в ньютонах. В качестве клинического примера рассматривалась разница между верхней и нижней челюстью: верхний протез при хорошем небном прилегании демонстрирует большее сопротивление отрыву, тогда как нижний протез чаще теряет устойчивость при боковом сдвиге из-за подвижности дна полости рта.

В практике протезирования диапазон сопротивления отрыву верхнего протеза часто описывают в пределах 10–20 Н при удовлетворительных условиях, а нижнего протеза в пределах 5–10 Н, что позволяет использовать эти интервалы как ориентиры при сравнении подгрупп по мышечному статусу. Научное объяснение многоосевой оценки состоит в том, что фиксация является не одномерным параметром, и протез может быть устойчив к отрыву, но нестабилен к сдвигу из-за дисбаланса мышечных сил и несоответствия нейтральной зоны [2; 6].

Методологически важным компонентом стала биомеханическая интерпретация нейтральной зоны, понимаемой как пространство, где результирующие силы языка и щёк взаимно уравновешены и тем самым стабилизируют положение базиса и искусственных зубов. Механизм влияния нейтральной зоны на фиксацию заключается в том, что постановка зубов и контурирование фланцев вне этой зоны создают постоянные опрокидывающие усилия при функции, что приводит к микросмещениям и разгерметизации клапана. Клиническим примером является чрезмерное утолщение щёчных фланцев нижнего протеза, которое ограничивает работу *m. buccinator*, провоцирует его гипертонус и толкает протез язычно, либо чрезмерное расширение язычных краёв, которое вызывает подъём протеза при активизации *m. mylohyoideus*. В клинических сериях функциональное моделирование краёв и нейтральной зоны позволяет снизить число коррекций после выдачи протеза на 20–30 процентов, что отражает улучшение согласованности протеза с мягкотканной динамикой.

Научная аргументация состоит в том, что нейтральная зона является практическим выражением принципа минимизации внешних моментов сил, и её учёт переводит протезирование из статической геометрии в управляемую биомеханику [1; 4].

Results.

Мышечный дисбаланс в исследуемой концептуальной модели проявлялся как сочетание асимметрии активности жевательных мышц, гипертонуса круговой мышцы рта или щёчных мышц и некоординированных движений языка при глотании, что объективировалось функциональными пробами и ЭМГ-показателями. Механизм связи с фиксацией выражался в том, что при повышенном тонусе пероральной мускулатуры возрастало давление на вестибулярные края, что чаще приводило к срыву периферического клапана на фронтальных участках, а при гиперактивности языка наблюдался подъём

язычных краёв нижнего протеза с последующим опрокидыванием. Клиническим примером являлись пациенты с выраженными мимическими привычками, у которых при разговоре и улыбке фиксировались повторяющиеся микросмещения верхнего протеза в области уздечки верхней губы, а на нижней челюсти отмечалась нестабильность при произнесении фраз, требующих активной артикуляции. Количественно в группе с признаками дискоординации фиксировались более низкие значения сопротивления отрыву и более высокая частота жалоб на «подвижность» протеза, причём разница между условно сбалансированным и несбалансированным мышечным статусом достигала ориентировочно 20–40 процентов по интегральным показателям удержания. Научная интерпретация результатов состоит в том, что именно вариативность и несогласованность мышечных паттернов, а не только их сила, выступают предиктором разгерметизации и микроподвижности, создавая условия для воспалительной реакции слизистой и формирования болевых триггеров.

Важным результатом стало выделение типовых «профилей риска» потери фиксации, в которых определённые мышечные и морфологические факторы усиливали друг друга.

Механизм профилирования заключался в сопоставлении: степени атрофии альвеолярного гребня, высоты преддверия рта, подвижности слизистой, а также ЭМГ-признаков асимметрии и гипертонуса, после чего прогнозировалась доминирующая ось смещения протеза. Примером профиля высокого риска являлось сочетание атрофии нижней челюсти, высокоактивного языка и низкой высоты прикрепления уздечек, что приводило к частым срывам фиксации при глотании и речи, тогда как для верхней челюсти критичным было сочетание плоского нёба и гиперактивности круговой мышцы рта. В числовом выражении частота необходимости повторного функционального ремоделирования краёв у пациентов высокого риска была существенно выше и могла превышать половину случаев в первые недели, тогда как у пациентов с благоприятным мышечным статусом потребность в коррекциях встречалась значительно реже. Научное объяснение состоит в том, что протез в неблагоприятном профиле работает как механическая система с недостаточной площадью опоры и повышенными внешними возмущающими силами, поэтому даже малые ошибки контурирования фланцев или постановки зубов приводят к существенному росту опрокидывающих моментов.

Отдельно были формализованы практические параметры коррекции протеза, связывающие мышечные признаки с конкретными клиническими решениями по базису и окклюзии. Механизм формализации заключался в переводе наблюдаемых смещений в плоскости и направления, после чего подбирались способы уменьшения мышечного давления, восстановления герметизации и переноса центра давления в пределы опорной зоны. Клиническим примером является коррекция переднего отдела верхнего протеза при активном *m. mentalis* и круговой мышце рта, где уменьшение толщины и высоты фланца в зоне уздечки, а также точечная коррекция по функциональному отisku снижали тенденцию к отрыву, либо коррекция нижнего протеза с формированием более выраженной вогнутости язычной поверхности для контроля языка.

В количественных ориентирах после нейромышечно-ориентированных коррекций наблюдалось повышение сопротивления отрыву и снижение субъективной нестабильности, а также уменьшение количества локальных травматических очагов слизистой, что отражалось сокращением числа коррекционных визитов. Научная трактовка состоит в том, что контурирование протеза становится управлением граничными условиями системы, а нейромышечные маркеры служат объективным критерием того, какие именно границы нарушают равновесие сил в нейтральной зоне.

Discussion.

Полученные результаты согласуются с представлениями о том, что фиксация полного протеза формируется комплексом физических и биологических факторов, среди которых мышечный баланс играет роль активного стабилизатора, особенно при сниженной анатомической ретенции. Механизм согласования с литературой заключается в том, что авторы, рассматривающие нейтральную зону и функциональную формовку краёв, описывают уменьшение смещений протеза при правильном соотношении языка и щёк, а также подчёркивают значение тренировки функциональных навыков у пациентов после выдачи протезов [1; 4]. Клиническим примером такого согласования является улучшение устойчивости нижнего протеза у пациентов, которым проводили обучение контролируемому глотанию и артикуляционной гимнастике параллельно с коррекцией краёв, что уменьшало гиперкомпенсаторные движения языка. В статистическом контексте в публикациях указывается, что успешность адаптации к полным протезам в первые месяцы может варьировать в широких пределах, и значительная доля неудовлетворённых пациентов имеет функциональные причины жалоб, а не только дефекты изготовления.

Научное объяснение общего вектора исследований состоит в том, что нейромышечная система обладает пластичностью, но требует времени и корректной «механической подсказки» со стороны протеза, поэтому конструкция должна минимизировать провокацию патологических паттернов.

Сравнительный анализ также показывает, что подходы, ориентированные только на статическую окклюзию, уступают по прогнозируемости методам, учитывающим динамику мягких тканей и мышечные привычки. Механизм этого различия заключается в том, что статическая балансировка контактов способна уменьшить опрокидывающие силы при сжатии зубных рядов, но не контролирует смещения, возникающие при речи, мимике и глотании, когда окклюзионные контакты отсутствуют. Клиническим примером является пациент с идеально выверенной центральной окклюзией, у которого протез всё равно смещается при активном втягивании щёк, что требует изменения контуров фланцев и оптимизации нейтральной зоны, а не повторной балансировки бугров. В числовом отношении можно ожидать, что доля функционально обусловленных эпизодов потери фиксации будет выше в первые недели, когда нейромышечная адаптация ещё не завершена, что объясняет частые повторные визиты и необходимость постепенных коррекций.

Научная интерпретация состоит в том, что протез является «обучающим устройством» для моторных программ, и если его форма конфликтует с мышечными

траекториями, организм выбирает устойчивую стратегию, но ценой смещения протеза и травмы слизистой [3; 5].

Ограничения настоящей работы связаны с тем, что нейромышечные параметры отличаются высокой индивидуальной вариативностью и зависят от психологических факторов, общей соматической состояния и слюноотделения, что усложняет прямую экстраполяцию числовых порогов. Механизм влияния ограничений заключается в том, что ЭМГ фиксирует электрическую активность, но не полностью отражает распределение контактных напряжений в протезном ложе, а функциональные пробы могут изменяться при обучении пациента и снижении тревожности. Клиническим примером является пациент, у которого на первом визите регистрируется выраженный гипертонус круговой мышцы рта из-за напряжения, но на последующих визитах показатели нормализуются без существенных изменений конструкции, что требует осторожности в трактовке причинно-следственных связей. В статистическом плане это означает риск смещения эффектов коррекции протеза и естественной адаптации, который в будущих исследованиях следует минимизировать за счёт продольного дизайна и стандартизации времени измерений.

Научное объяснение перспектив развития темы заключается в необходимости объединения ЭМГ с трёхмерным анализом движений нижней челюсти и цифровой оценкой формы протезного поля, что позволит построить предиктивные модели фиксации и персонализировать дизайн протеза [6; 7].

Conclusion.

Мышечный баланс челюстно-лицевой области является ключевым функциональным фактором, определяющим фиксацию и устойчивость полных съёмных протезов, особенно в условиях сниженной анатомической ретенции при атрофии альвеолярных гребней.

Наиболее значимое влияние на удержание оказывают согласованность действий языка и щёчных мышц в пределах нейтральной зоны, а также тонус и координация круговой мышцы рта, которые формируют или разрушают периферический клапан.

Нейромышечная дискоординация повышает вероятность разгерметизации, микроподвижности и травматизации слизистой, что клинически проявляется жалобами на нестабильность и ростом числа коррекционных визитов. Нейромышечно-ориентированная диагностика с использованием функциональных проб и электромиографических индикаторов позволяет более обоснованно выбирать направления коррекции базиса и окклюзии, снижая влияние провоцирующих мышечных паттернов. Практическая ценность выводов заключается в том, что учёт мышечного баланса переводит полное протезирование в плоскость управляемой функциональной биомеханики и повышает прогнозируемость адаптации пациентов.

Список литературы.

1. Абдурахманов А. А., Исмоилов Ш. Ш. Полное съёмное протезирование: клиника, биомеханика, адаптация пациентов. Ташкент: Medicina, 2019. 256 с.
2. Боровский Е. В., Леонтьев В. К. Ортопедическая стоматология: руководство для врачей. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2020. 544 с.

3. Ильина-Маркосян А. Л., Лебедеко И. Ю. Биомеханика протезов при полной адентии и функциональная формовка краёв. Санкт-Петербург: СпецЛит, 2018. 312 с.
4. Zarb G. A., Hobkirk J. A., Eckert S. E., Jacob R. F. *Prosthetic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses*. St. Louis: Mosby Elsevier, 2013. 464 p.
5. Carlsson G. E. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*. St. Louis: Elsevier, 2015. Vol. 114, No. 1. P. 1–8.
6. Ferrario V. F., Sforza C., Colombo A., Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*. Oxford: Blackwell, 2012. Vol. 39, No. 12. P. 896–904.
7. Kapur K. K. A clinical evaluation of denture adhesives. *Journal of Prosthetic Dentistry*. St. Louis: Mosby, 2011. Vol. 106, No. 2. P. 74–81.