

65,6 %, а по функциональным характеристикам — 81,25 % от общего количества наблюдений. Таким образом, контакты зубов у большинства больных не соответствуют суставным и мышечным параметрам. При количественной оценке функциональных характеристик выявлены значения, большая часть которых соответствует среднеанатомическим параметрам дистального прикуса, например, наклон суставного пути, равный  $32^\circ$ . Однако ряд параметров способствуют нефункциональным движениям: дистальным и начальным боковым смещениям. Качественная оценка параметров выявила: функциональную асимметрию, несоответствие углов наклона сагиттальных суставных путей наклону резцов и клыков, излишнюю дистальную и боковую свободу движений нижней челюсти, преимущественно горизонтальный тип жевания. Перечисленное реализуется графическими признаками суставных, мышечных нарушений: гипомобильностью, гипермобильностью, нарушениями мышечной координации и внутрисуставных соотношений. При оценке функциональных характеристик с помощью виртуального артикулятора определены три класса динамических соотношений челюстей.

Таким образом, к функциональным особенностям жевательного аппарата больных с НДСТ относятся: преимущественно горизонтальный тип жевательных движений, несоответствие функциональных характеристик прикуса морфологическим; предрасположенность к мышечным нарушениям, нефункциональные биомеханические нагрузки на ослабленный пародонт. Перечисленные особенности проявляются различными клиническими вариантами нарушения функционального состояния жевательного аппарата больных с дисплазией соединительной ткани, что необходимо учитывать при ортопедическом лечении.

УДК 617.52-07

#### **СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ ТОЛЩИНЫ МЯГКИХ ТКАНЕЙ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ**

**А. В. Цимбалистов, И. В. Войтяцкая,  
С. В. Канунникова, А. В. Колгунов**

*Медицинская академия постдипломного образования,  
г. Санкт-Петербург*

Проведено сравнительное исследование достоверности методик измерения толщины мягких тканей с использованием компьютерной томографии (КТ) и зажимных измерительных инструментов.

*Ключевые слова:* толщина мягких тканей, зажимной измерительный инструмент.

Результат эстетической коррекции лицевых признаков в клинике ортопедической стоматологии в ряде случаев зависит от толщины мягких тка-

ней лица. Данный параметр необходимо учитывать и при оперативных вмешательствах на челюстно-лицевой области.

До настоящего момента наиболее точным методом измерения толщины мягких тканей является компьютерная томография (КТ) либо магнитно-резонансная томография (МРТ). Применение боковой телерентгенограммы позволяет оценивать параметры мягких тканей только в «профильных» точках. Измерение же толщины мягких тканей под фиксированным либо произвольным давлением не всегда информативно.

В практической деятельности стоматологов и челюстно-лицевых хирургов методы КТ и МРТ не всегда доступны, в первую очередь в условиях амбулаторного приема. Также следует учитывать относительно высокую стоимость данных методик и лучевую нагрузку, получаемую пациентом во время проведения КТ.

Цель работы — совершенствование метода измерения толщины мягких тканей зажимным измерительным инструментом для применения в амбулаторной стоматологической практике.

На кафедре ортопедической стоматологии было обследовано 20 человек в возрасте 40—55 лет. Измерение толщины мягких тканей нижней трети лица проводилось путем анализа данных компьютерной томографии и усовершенствованной методикой измерения толщины мягких тканей зажимным измерительным инструментом.

Инструмент состоит из двух частей, шарнирно скрепленных между собой винтом. На рабочей стороне каждой части укреплены пяты с присоединенными к ним электродами. К одной из частей инструмента присоединена планка с измерительной шкалой (цена деления 1 мм), что позволяет измерять толщину тканей с точностью до 0,5 мм.

В основе метода лежит способность мягких тканей к электрической проводимости. Реактивное сопротивление тканей значительно ниже сопротивления воздушного пространства между электродами, что позволяет зафиксировать толщину тканей с помощью мегаомметра в момент касания их щечками прибора с закрепленными электродами. Для сравнительной оценки используемых методов измерения проводились в следующих точках, которые, по литературным данным, в наибольшей степени характеризуют процессы старения нижней трети лица: в точке инфрадентале (1), в точке зигомаксиларе (2), в точке супрадентале (3), в точке юга-альвеоляре (4), в точке проекции модиолуса (5). Толщина мягких тканей, полученная при помощи компьютерной томографии, составила: точка (1) мужчины 14,0 мм, женщины 12,5 мм; точка (2) — 8 мм в обеих группах; точка (3) мужчины 13,0 мм, женщины 11 мм; точка (4) мужчины 11 мм, женщины 10 мм; точка (5) — 8 мм в обеих группах.

При использовании модифицированной методики измерения толщины мягких тканей зажимным измерительным инструментом на исследуемой группе пациентов не выявлено статистически значимых различий ни в одной из точек с вероятностью не менее 95 %, а в точке проекции модиолуса — с вероятностью не менее 99 % ( $t > 2$  по всем точкам, в точке (5)  $t > 2,6$ ) в сравнении с результатами, полученными по данным КТ с точностью измерения 0,5 мм.

В рамках исследования не выявлены достоверные различия данных КТ и результатов применения модифицированной методики определения толщины мягких тканей зажимным измерительным инструментом.

Следует отметить, что предложенный метод применим только в случае возможности непосредственного наложения электродов на обе измеряемые точки, что ограничивает его применение областью нижней и средней трети лица.

Для полного определения показаний к применению описываемого метода необходимо проведение дополнительных исследований. Проведенное обследование охватывает пациентов ограниченной возраста, что не в полной мере позволяет перенести полученные результаты на лиц других возрастных групп. Тем не менее, полученные на настоящий момент данные позволяют предполагать возможность успешного применения вышеописанного метода в амбулаторной стоматологической практике, когда использование компьютерной томографии затруднено или невозможно.

УДК 615.849.19

**ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ:  
КАК КОНТРОЛИРОВАТЬ ЭНЕРГЕТИКУ  
ИЗЛУЧЕНИЯ  
(в порядке дискуссии)**

**А. А. Чеботарев, А. М. Чмутин**

*Волгоградский государственный медицинский университет, Волгоградский государственный университет*

Проведена оценка энергетики излучения при лазерной терапии.

*Ключевые слова:* лазерная терапия, энергетика излучения, кумуляция.

Вопрос, вынесенный в заголовок, появился не спонтанно. Он не был надуман досужими метрологами, а закономерно возник в результате работы с лазерной терапевтической аппаратурой (ЛТА) и общения с практикующими врачами. Настало время проанализировать накопленный опыт и попытаться обобщить подходы медиков и физиков, клиницистов и инженеров к эксплуатации ЛТА. Возможно, на этом пути удастся продвинуться и в направлении к единой методологии в области раз-

работки, к формированию концептуальных положений системной интеграции ЛТА.

В отличие от лазерной хирургии, процессы которой физики описывают нерезонансной моделью взаимодействия излучения с веществом, в лазерной терапии доминирует резонансный тип взаимодействия. Соответственно, тепловой характер обуславливает сугубо пороговый эффект деструктивного воздействия лазерного излучения на ткань, а резонансный — включает еще и кумулятивный механизм. Количественно наступление пороговых явлений однозначно определяется уровнем влияющей величины, а реализация кумулятивных — ее дозой. То есть становится очевидной информативность и правомерность контроля именно мощности лазерного излучения в хирургии и энергии — в терапии. Но, если энергия

$$E = \int_0^{\tau} P(t) dt \tag{1}$$

без труда определяется перемножением мощности при  $P(t) = const$  на длительность  $\tau$  сеанса облучения, то с самой мощностью не все так ясно. Здесь уместно заметить, что в силу инерционности, присущей приемникам излучения, ее искомое значение в соответствии с

$$P_{cp} = \frac{1}{\tau} \int_0^{\tau} P(t) dt \tag{2}$$

всегда оказывается инструментально усредненным за время  $\tau$ . Так мы приходим к понятию средней мощности теоретически. В приложениях оно обычно применяется к средствам измерений с постоянной времени  $\tau \gg 1c$ . Граница эта достаточно условна и может быть определена, например, исходя из предельной скорости визуального отсчета показаний прибора в отсутствие автоматической регистрации. При  $\tau \ll 1c$  результат измерений в обиходе принято именовать мгновенной мощностью. Отсюда понятно, что в методическом плане контроль средней мощности намного практичнее, чем мгновенной: при использовании формулы (1) требуется меньше отсчетов (при  $P(t) = P_{cp}$ ), а локальная (в пределах  $\tau$ ) вариация  $P(t)$  вокруг  $P_{cp}$  на превалирующем в физиотерапии кумулятивном эффекте не сказывается.

Также биофизические соображения находят подтверждение и в аспектах ЛТА-приборостроения: стандартизации, унификации и, особенно, метрологии с учетом заметно более развитой инструментальной базы метрологического обеспечения средств измерений средней мощности лазерного излучения. Действительно, нетрудно говорить об адекватном понятии, но проблематично — о качественном измерении мгновенной мощности излучения применительно к чрезвычайно популярным