

7. *Нестеренко О.В., Горемыкин В.И., Мецеракова Е.Е. и др.* Нарушение уродинамики у детей с вторичным хроническим пиелонефритом // *Современные проблемы науки и образования.* 2013. № 2.

Елена Евгеньевна Просова,
аспирант,
кафедра факультетской педиатрии,
ГБОУ ВПО «Саратовский государственный
медицинский университет им. В.И. Разумовского»,
Андрей Петрович Рытик,
доцент,
кафедра медицинской физики,
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный
университет им. Н.Г. Чернышевского»

Владимир Ильич Горемыкин,
профессор, д-р мед. наук,
зав. кафедрой факультетской педиатрии,
ГБОУ ВПО «Саратовский государственный
медицинский университет им. В.И. Разумовского»,
Дмитрий Александрович Усанов,
профессор, д-р физ.-мат. наук,
зав. кафедрой физики твердого тела,
ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный
университет им. Н.Г. Чернышевского»,
Марина Михайловна Григорьева,
врач, детский хирург ДЭОГХ,
КБ им. С.Р. Миротворцева,
г. Саратов,
e-mail: mesherkoval@mail.ru

Д.В. Кондрашин, А.В. Иващенко, О.В. Лайва

Система контроля и коррекции угловых отклонений стоматологического инструмента

Аннотация

В статье рассмотрен прибор для установки дентальных имплантатов, осуществляющий контроль и коррекцию угловых отклонений стоматологического инструмента в процессе операции.

Введение

Для восстановления жевательной эффективности при частичном отсутствии зубов проводится операция дентальной имплантации. Имплантат является искусственным корнем. На имплантаты как на опоры устанавливаются ортопедические конструкции, креплением протезов к имплантатам служит абатмент.

Операции по установке имплантатов проводят ручным инструментом в стоматологическом кресле под местной или общей анестезией. Во время операции врач формирует канал в кости с резьбой, куда в последующем вкручивает имплантат. После полной остеоинтеграции имплантата в него вкручивается абатмент – непосредственно опора будущего протеза – и устанавливается сам протез. Для опоры мостовидного протеза врачу нужно установить минимум два имплантата, при создании больших мостовидных протезов количество имплантатов может достигать четырнадцати.

В современной литературе для надежного крепления протеза и долгого функционирования имплантата рекомендуется устанавливать имплантаты с учетом следующих требований [1]:

- ось сверления канала для имплантата выбирается вдоль нормали к верхушке альвеолярного гребня или вдоль оси соседних зубов, после того как врач убедится, что при этом не будут задеты жизненно важные органы;
- углы конвергенции (схождения) осей соседних имплантатов должны быть как можно меньше. Имплантаты устанавливаются в кость максимально параллельно;
- для посадки протеза углы конвергенции осей абатментов также должны быть минимальны.

Если конвергенция осей имплантатов выше рекомендуемого, то приложенная со стороны протеза нагрузка неравномерно распределится по костному ложу, что, в свою очередь, за-

пустит компенсаторные процессы организма. В результате в тех местах контакта имплантата с костью, где нагрузка велика, кость будет убывать, установленный имплантат приобретет патологическую подвижность и в конце концов его придется удалять. При параллельном расположении имплантатов окклюзионная нагрузка равномерно распределится вдоль оси имплантата, увеличивая срок службы конструкции.

В клинической практике при различных условиях операции конвергенция осей отдельных имплантатов может достигать 10...15° [1]. В современной литературе по стоматологии даются практические рекомендации по установке имплантатов, в которых называется оптимальной конвергенция в 3...6° [1].

Операция по имплантации проводится ручным инструментом, навесу, в ограниченных условиях обзора поля операции [2]. При таких условиях нелегко выбрать оптимальную ось сверления канала и еще сложнее не отклониться от нее во время сверления. Врачу требуются немалый профессиональный опыт и практические навыки, чтобы он мог провести операцию по установке имплантата с соблюдением всех требований.

Для решения задачи правильной установки имплантатов современные компании предлагают системы, которые контролируют положение наконечника физиодиспенсера во время операции и выводят на монитор врачу его текущее положение [3], [4].

Материалы и методы

Предложен альтернативный прибор для измерения и контроля угловых отклонений стоматологического инструмента во время установки дентальных имплантатов.

Структурная схема прибора представлена на *рис. 1*.

Прибор контроля углового положения стоматологического инструмента состоит из излучателя, фотоприемника, модуля сбора и обработки измерений и модуля индикации.

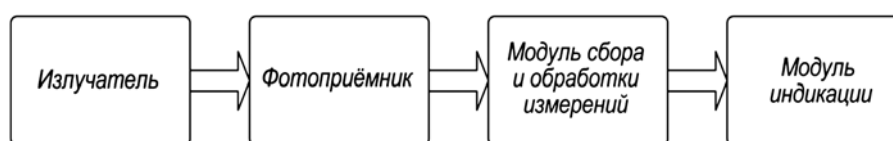


Рис. 1. Структурная схема прибора контроля и коррекции угловых отклонений стоматологического инструмента

Излучатель представляет собой устройство, которое формирует плоский лазерный луч. Излучатель крепится к основанию стоматологического наконечника так, чтобы плоскость лазерного луча излучателя была перпендикулярна оси режущего инструмента наконечника (бора или мукаатома). Луч с лазерного излучателя попадает на фотоприемники.

Фотоприемники представляют собой два вертикально стоящих шасси, отстоящие друг от друга на известном расстоянии. По всей длине каждого шасси распределен фоточувствительный слой. Измерение углового отклонения стоматологического инструмента выполняется, когда луч излучателя одновременно попадает на два фотоприемника, при этом происходит засветка определенной области фоточувствительного слоя. Координаты засвеченной области поступают на модуль сбора и обработки измерений.

Модуль сбора и обработки измерений представляет собой устройство, которое по данным о месте падения луча на каждый из двух фотоприемников производит вычисления текущего углового отклонения стоматологического инструмента и посылает результат в модуль индикации.

Модуль индикации представляет врачу информацию о текущем отклонении стоматологического инструмента от заданного значения. Информация об угловом отклонении может выводиться на монитор компьютера или на видеоочки врача. Во втором случае врач может производить коррекцию отклонения стоматологического инструмента, не отрывая глаз от операционного поля.

Рассмотрим процесс работы устройства. В начальном положении стоматологический наконечник располагается так, чтобы ось режущего инструмента совпадала по направлению с осью сверления канала под имплантат. Фотоприемники должны быть расположены таким образом, чтобы лазерный луч пересекал каждый посередине, – это позволит расширить диапазон измерения до максимума. В таком положении стоматологического наконечника производится установка оси сверления канала – прибор запоминает начальное положение инструмента в пространстве. Схема расположения стоматологического наконечника и фотоприемников представлена на рис. 2.

При начальном положении стоматологического наконечника луч излучателя пересекает фотоприемники 1 и 2 в точках

M_0 и N_0 соответственно, оси двух фотоприемников при этом параллельны. Для расчетов угловых отклонений введем систему координат xOz так, чтобы плоскость, образованная точками M_0KN_0 , совпадала с плоскостью yOz , биссектриса KB_0 была параллельна оси Oz . Оси фотоприемников пересекают ось Ox под углом β . Система координат правая, углы откладываются против часовой стрелки. При отклонении углового положения стоматологического наконечника от нулевого положения лазерный луч засветит на фотоприемниках точки N_1 и M_1 , по координатам которых можно вычислить угол отклонения.

Для начала рассмотрим случай, когда $\beta = 0$ (как показано на рис. 2).

Любые повороты излучателя можно рассматривать как суперпозицию поворотов в трех взаимоперпендикулярных плоскостях $-xOy$, xOz и yOz .

При повороте в плоскости xOz угол поворота оси бора определится как

$$\alpha_{xOz} = \frac{1}{2}(\angle M_0KM_1 + \angle N_0KN_1); \quad (1)$$

$$\angle M_0KM_1 = \arctg\left(\frac{M_0M_1}{M_0K}\right); \quad (2)$$

$$\angle N_0KN_1 = \arctg\left(\frac{N_0N_1}{N_0K}\right). \quad (3)$$

Подставив выражения (2) и (3) в выражение (1), получим

$$\alpha_{xOz} = \frac{1}{2}\left[\arctg\left(\frac{M_0M_1}{M_0K}\right) + \arctg\left(\frac{N_0N_1}{N_0K}\right)\right], \quad (4)$$

где α_{xOz} – поворот оси бора в плоскости xOz .

При повороте в плоскости xOy угол поворота оси бора определится как

$$\alpha_{xOy} = \arctg\frac{M_0M_1 - N_0N_1}{M_0N_0 \cdot \cos(\varphi)}, \quad (5)$$

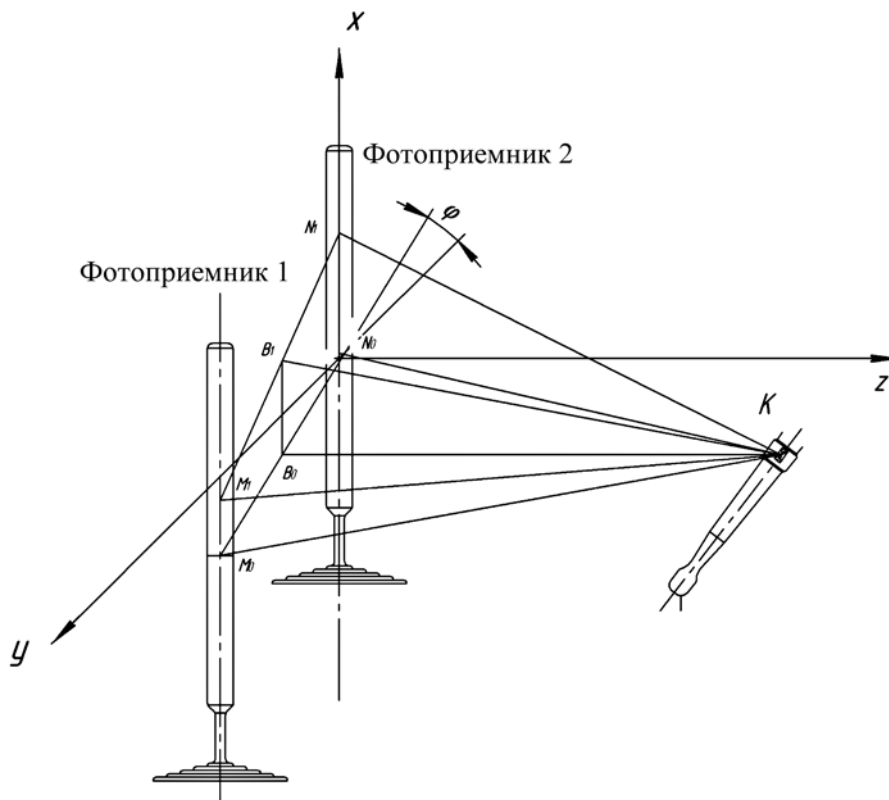


Рис. 2. Схема работы устройства

где φ – угол между ox и M_0N_0 :

$$\varphi = \frac{1}{2} \arcsin \left(\frac{KM_0^2 + KN_0^2 - M_0N_0^2}{2 \cdot KM_0 \cdot KN_0} \right). \quad (6)$$

При повороте в плоскости yOz угол поворота оси бора не изменится, так как ось бора ортогональна плоскости лазерного луча.

Рассмотрим случай, когда $\beta \neq 0$.

Наклон оси фотоприемника внесет изменение в результат измерения, это изменение можно учесть с помощью поправки. В результате наклона оси фотоприемника на некоторый угол β вместо областей M_1N_1 луч засветит области $M_1'N_1'$, при этом будут выполняться соотношения:

$$N_0N_1 = kN_0N_1'; \quad (7)$$

$$M_0M_1 = kM_0M_1', \quad (8)$$

где k – коэффициент, зависящий от угла наклона β .

$$\beta = \sqrt{\beta_1^2 + \beta_2^2}, \quad (9)$$

где β_1 и β_2 – углы между осью ox и проекциями оси фотоприемника на плоскостях xOz и xOy соответственно. Запишем поправку с учетом выражения (9):

$$k = \sqrt{k_1^2 + k_2^2}, \quad (10)$$

где k_1 и k_2 – составляющие поправки, зависящие от β_1 и β_2 .

$$N_0N_1 = N_0N_1' \cos(\beta_2); \quad (11)$$

$$k_2 = \cos(\beta_2); \quad (12)$$

$$k_1 = N_0N_1' / N_0N_1'; \quad (13)$$

$$N_0N_1 = KN_0' \cdot \text{tg}(\angle N_0KN_1'), \quad (14)$$

где KN_0' – проекция KN_0 на биссектрису KB_0 .

$$N_0N_1' = \sqrt{n^2 + r^2} = r \sqrt{1 + \frac{n^2}{r^2}} = r \sqrt{1 + \text{tg}^2(\beta_1)}; \quad (15)$$

$$r = (KN_0' + n) \cdot \text{tg}(\angle N_0KN_1'); \quad (16)$$

$$n = N_0N_1' \cdot \sin(\beta_1), \quad (17)$$

где n – проекция N_1N_1' на KN_0 ; r – проекция отрезка N_0N_1' на N_0N_1 ; β_1 – угол между N_0N_1 и N_0N_1' .

Соотношение (13) с учетом выражений (15)-(17) можно представить как

$$k_1 = \frac{KN_0' \cdot \text{tg}(\angle N_0KN_1')}{r \sqrt{1 + \text{tg}^2(\beta_1)}} = \frac{KN_0'}{\left[KN_0' - N_0N_1' \cdot \sin(\beta_1) \right] \cdot \sqrt{1 + \text{tg}^2(\beta_1)}}. \quad (18)$$

Соотношение (10) с учетом выражений (12), (18) и (11) (влияние β_2 на N_0N_1') запишется в виде

$$k = \sqrt{\left(\frac{KN_0'}{\left[KN_0' - N_0N_1' \cdot \cos(\beta_2) \cdot \sin(\beta_1) \right] \cdot \sqrt{1 + \text{tg}^2(\beta_1)}} \right)^2 + \cos^2(\beta_2)}. \quad (19)$$

В результате зависимость угла отклонения оси режущего инструмента от координаты засвеченной области в принятой системе координат определится из соотношений

$$\alpha_{xOz} = \frac{1}{2} \left[\arctg \left(\frac{k \cdot M_0M_1'}{M_0K} \right) + \arctg \left(\frac{k \cdot N_0N_1'}{N_0K} \right) \right]; \quad (20)$$

$$\alpha_{xOy} = \arctg \frac{k \cdot M_0M_1' - k \cdot N_0N_1'}{M_0N_0 \cdot \cos(\varphi)}. \quad (21)$$

Выражения (20) и (21) определяют основную зависимость величины отклонения оси режущего инструмента от своего начального положения, от координаты засвеченной области фотоприемника. Во время операции по реплантации, при сверлении канала под имплантат, важно не отклониться от заданной оси, поэтому основной режим работы устройства – это режим минимальных отклонений. Другими словами, врач, проводя операцию, будет стремиться удерживать стоматологический инструмент так, чтобы модуль индикации прибора показывал минимальные значения α_{xOz} и α_{xOy} .

Результаты

В прототипе устройства контроля и коррекции угловых отклонений стоматологического инструмента использовались следующие размеры: $KN_0 = KM_0 = N_0M_0 = 1$ м; фоточувствительный слой фотоприемников был образован дискретными элементами, расположенными с шагом 5 мм, длина фоточувствительного слоя была равна 1,2 м, угол β находился в пределах от 0 до 20°. Поле операции не превышало размера $5 \times 5 \times 5$ см, поэтому линейными перемещениями стоматологического наконечника для упрощения расчета можно было пренебречь. С учетом этих условий разрешающая способность прибора будет равна

$$\Delta \alpha_{xOz} \approx 0,33^\circ; \Delta \alpha_{xOy} \approx 0,29^\circ. \quad (22)$$

Диапазон измерения из соотношений (20) и (21) приведен в табл. 1.

Таблица 1

Плоскость	β			
	0°		20°	
max α_{xOz}	$\pm 34^\circ$ при $\alpha_{xOz} = 0^\circ$	$\pm 17^\circ$ при $\alpha_{xOz} = 22^\circ$	31° при $\alpha_{xOz} = 0^\circ$	$\pm 15^\circ$ при $\alpha_{xOz} = 20^\circ$
max α_{xOy}	$\pm 44^\circ$ при $\alpha_{xOy} = 0^\circ$	$\pm 22^\circ$ при $\alpha_{xOy} = 17^\circ$	40° при $\alpha_{xOy} = 0^\circ$	$\pm 20^\circ$ при $\alpha_{xOy} = 15^\circ$

Прототип устройства с рассчитанными параметрами представлен на рис. 3 и 4.

Заключение

Регистрация и своевременная передача информации о текущих ошибках операции, в нашем случае операции сверления канала под имплантат, в момент, когда не поздно внести коррекцию в оперативный процесс и получить качественно новый результат, – еще один шаг к расширению возможностей врача. Однако следует помнить, что представленное устройство уменьшает лишь один аспект вызванных человеческим фактором ошибок, и чтобы полностью исключить влияния человеческого фактора на результаты операции, следует идти по пути уменьшения степени непосредственного участия врача в операции, т. е. создания систем, в которых врач будет выступать в роли оператора, а все оперативное вмешательство будет осуществляться автоматизированно.

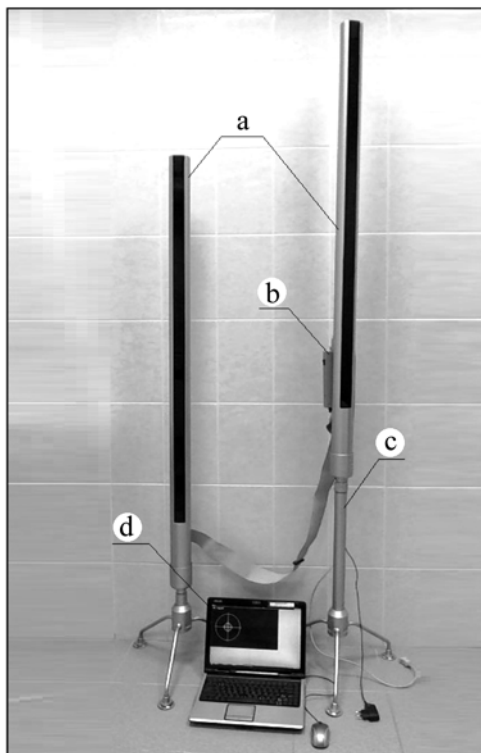


Рис. 3. Прототип прибора для измерения и контроля углового положения стоматологического инструмента:
 а) фотоприемники; б) модуль сбора и обработки измерений;
 с) телескопические подставки фотоприемников; д) монитор с индикацией угловых отклонений

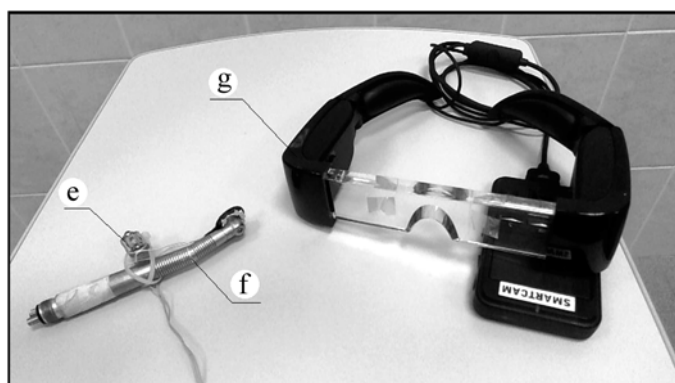


Рис. 4. Прототип прибора для измерения и контроля углового положения стоматологического инструмента:
 е) закрепленный лазерный излучатель; ф) турбинный стоматологический наконечник; г) видеочки (система оповещения)

Список литературы:

1. Суров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах. – М., 1993. 206 с.
2. Marinello C., Soom U., Schaerer P. Tooth Preparation in Adhesive Dentistry // Dentistry Today. Tooth Preparation in Adhesive Dentistry. 1991. Vol. 10. № 8. PP. 2-7.
3. Ewers R., Schicho K., Truppe M., Seemann R., Reichwein A., Figl M., Wagner A. Computer-Aided Navigation in Dental Implantology: 7 Years of Clinical Experience // Dental Implants. 2004. Vol. 62 (3). PP. 329-334.
4. Schermeier O., Lueth T., Cho C., Hildebrand D., Klein M., Nelson K., Bier J. The precision of the RoboDent system – An in vitro study // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2002. PP. 947-952.

*Дмитрий Витальевич Кондрашин,
 аспирант,
 кафедры конструирования и производства
 радиоэлектронных средств,
 ГОУ ВПО «Самарский государственный
 медицинский университет»,
 Александр Валериевич Иващенко,
 канд. мед. наук, ассистент,
 Оксана Викторовна Лайва,
 аспирант,
 кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии,
 Самарский государственный аэрокосмический
 университет им. акад. С.П. Королева,
 Национальный исследовательский университет,
 г. Самара,
 e-mail: Dmitryx32@gmail.com*