

ЗД-РЕКОНСТРУКЦИЯ КАНАЛА НИЖНЕГО АЛЬВЕОЛЯРНОГО НЕРВА ПО ДАННЫМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

УО «Белорусский государственный медицинский университет»

В статье предложен метод компьютерного моделирования в полуавтоматическом режиме канала нерва, базирующийся на обработке данных компьютерной томографии. Описанное исследование касается адаптации классического метода «змейка» к сегментации изображений, разбитых на набор параллельных плоскостей. Рассмотрены возникающие при этом проблемы и варианты их устранения. Используемый в работе алгоритм трёхмерной визуализации с высокой точностью учитывает переменчивость размеров и формы канала нерва.

Ключевые слова: компьютерная томография, ЗД-реконструкция, сегментация, метод активных контуров (змейка), канал нижнеальвеолярного нерва.

A. V. Dalidovich, G. M. Karapetyan, S. L. Kabak, A. M. Nedzved, A. V. Glinsky

3D-RECONSTRUCTION OF THE CHANNEL OF THE LOWER ALVEOLAR NERVE ACCORDING TO A COMPUTER TOMOGRAPHY

Proposed a semi-automatic mode of computer simulation algorithm for the nerve canal, based on computer tomography data processing. The discussed research deals with the adaptation of the classical «snake» method to the segmentation of images divided into a sequence of parallel planes. Arising problems and ways of eliminating them are considered. Used the three-dimensional visualization algorithm, which takes into account the variability of the dimensions and shape of the nerve canal with high precision.

Keywords: Computed Tomography, 3D Reconstruction, Segmentation, Active Contour Method (Snake), Inferior Alveolar Nerve Canal.

При выполнении дентальной имплантации на нижней челюсти существует определенный риск повреждения нижнего альвеолярного нерва с развитием послеоперационных осложнений. Одной из наиболее вероятных причин поражения нерва является механическое воздействие инструментом, применяемым для производства остеотомического отверстия, или самим имплантатом. В результате происходит деформация нерва (его сжатие/растяжение), либо его надрыв или полный разрыв. Это ведет к неврологическим расстройствам, которые по данным литературы наблюдаются у 8,5–33% пациентов [1, 2, 9, 10]. Они проявляются полным или частичным выпадением чувствительности в зоне иннервации (в том числе в области нижней губы и подбородка), или развитием болевого синдрома различной интенсивности.

Независимо от того, что является причиной механического воздействия на нерв, оно во всех случаях является следствием неверной оценки формы канала нижней челюсти, а также глубины его залегания по высоте тела нижней челюсти. В связи с этим становится очевидной практическая значимость предоперационной визуальной реконструкции канала.

В настоящее время существует возможность определить место локализации канала нижней челюсти с помо-

щью разнообразных рентгенологических методик. Самые современные из этих методик, такие как конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) позволяют даже получать объемное изображение [3]. Однако применяемые для трёхмерной реконструкции методы математического моделирования ориентированы на идеализированное построение канала, в виде изогнутого объекта цилиндрической формы с одинаковым на всём его протяжении диаметром.

Точное воспроизведение формы канала на ЗД-модели возможно лишь при безошибочном выделении границ канала на каждом КЛКТ-срезе. Это нетривиальная задача, поскольку далеко не во всех случаях изображение канала обладает чёткими и без разрывов контурами. Не облегчает решение и соседство с тканями, имеющими близкие с каналом уровни яркости. Поэтому результат оконтуривания сильно зависит от правильности выбора метода сегментации [4, 5].

Цель исследования – подобрать метод сегментации контуров сечений на КЛКТ-сканах, который бы позволил визуализировать в объёмном виде весь канал нижней челюсти с максимально точной передачей его формы и размеров по ходу всей траектории хода внутри кости.

Материал и методы

Исходным материалом служил набор сечений (КЛКТ-сканов), полученных на аппарате Galileos Gax 5.

Для выделения (окиривания) сечения канала нижней челюсти на каждом КЛКТ срезе в качестве опорного использовался метод активных контуров. Данный метод является полуавтоматическим, работающим на плоскости. Далее метод оконтуривания на плоскости совмещался с полностью автоматическим механизмом перехода от первого среза, на котором находится подбородочное отверстие (место выхода из канала) ко второму срезу и далее по порядку, до завершающего слоя, на котором канал заканчивается (отверстием нижней челюсти).

Суть классического метода активных контуров [6, 7] заключается в нахождении равновесного состояния между силами, оказывающими влияние на форму, размеры и положение исходной замкнутой кривой, интерактивно созданной вблизи границ выделяемого объекта. Силы возникают из-за наличия некоего функционала, который назовём по аналогии с физическими системами – энергетическими полями: внешнего, порождаемого градиентом яркости и формой объекта, а также внутреннего, порождаемого упругостью кривой. Внешние силы двигают кривую в сторону границ объекта, и деформирует её под контур границ объекта, внутренние препятствуют чрезмерным деформациям, стремящимся удалить кривую от границ объекта. Способность кривой под действием сил смещаться в сторону границ объекта и менять свою форму (извиваться), подстраиваясь под контуры выделяемого объекта, объясняет название метода – метод активных контуров или ещё – snake (змея).

Равновесное состояние для метода активных контуров означает, что суммарная энергия кривой (1) на границе сегментируемого объекта будет минимальной. Эта энергия рассчитывается для каждой точки контура.

$$E_i(v_i) = E_{int}(v_i) + E_{ext}(v_i) \tag{1}$$

где $E_{int}(v_i)$ – внутренняя энергия, определяющая упругие свойства контура;

$E_{ext}(v_i)$ – внешняя энергия, зависящая от свойств сегментируемого объекта и градиента яркости на изображении;

E_i – суммарная энергия контура в данной точке.

$v_i = (x_i, y_i), i = \{1, \dots, n\}$ – точки контура в двумерной системе координат.

Внутренняя энергия E_{int} рассчитывается по формуле (2):

$$E_{int}(v_i) = a \cdot E_{con}(v_i) + b \cdot E_{curv}(v_i) \tag{2}$$

где: a, b – весовые коэффициенты

Внутренняя энергия $E_{int}(v_i)$ состоит из двух составляющих: $E_{con}(v_i)$ – энергии контура, регулирующей вытянутость, и $E_{curv}(v_i)$ – энергии контура, препятствующей изгибу.

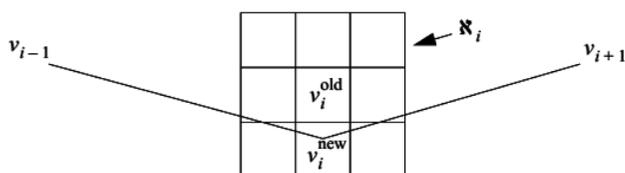


Рис. 1. Поиск наименьшей энергии в области точки контура v_i

Внешняя энергия $E_{ext}(v_i)$ состоит из E_{grad} – энергии градиента. Рассчитывается она по формуле (3):

$$E_{ext}(v_i) = y \cdot E_{grad}(v_i) \tag{3}$$

где: y – весовой коэффициент.

В рамках данного проекта нами был выбран метод «поиска энергии ближайших соседей». Прежде всего для уменьшения нагрузки на аппаратную часть (ОЗУ, ЦПУ). Данный метод предполагает следующий расчет компонентов внешних и внутренних сил.

Для каждой точки рассчитываются параметры по формулам [4–6] и находится суммарная энергия в соответствии с уравнениями [1–3]:

$$E_{cur} = |v_{i+1} - 2 \cdot v_j + v_{i-1}|^2 \tag{4}$$

$$E_{cont,j} = d - |v_j - v_{i-1}|, \tag{5}$$

$$\text{Средняя длина сегмента контура } d = \frac{\sum_{i=1}^n |v_i - v_{i-1}|}{n}, \tag{6}$$

где v_j – точка, находящаяся в 8-связной области относительно позиции текущей точки v_i контура («ближайший сосед»);

v_{i-1} – предыдущая точка контура;

v_{i+1} – предыдущая точка контура;

n – общее количество точек контура.

С целью нормализации значений контура в границах выбранной области (рис. 1), каждая компонента внутренней энергии $E_{con}(v_i)$ и $E_{curv}(v_i)$ делится на предельное значение компоненты в данном регионе:

$$E = \frac{E_j}{\max_{j \in X_i}(E_j)} \tag{7}$$

Для снижения влияния излишней извилистости на конечную энергию контура, дополнительно рассчитывается значение данного параметра для соседних точек контура по формуле (8).

$$c = \left[\frac{\Delta x_i}{\Delta s_i} - \frac{\Delta x_{i+1}}{\Delta s_{i+1}} \right]^2 + \left[\frac{\Delta y_i}{\Delta s_i} - \frac{\Delta y_{i+1}}{\Delta s_{i+1}} \right]^2 \tag{8}$$

приращение по координате $x: \Delta x_i = x_i - x_{i-1}$ $\tag{9}$,

приращение по координате $y: \Delta y_i = y_i - y_{i-1}$ $\tag{10}$,

расстояние между точками: $\Delta s_i = \sqrt{\Delta x_i^2 + \Delta y_i^2}$ $\tag{11}$.

Итерации по пикселям изображения прекращаются, когда система приходит в устойчивое состояние, т.е. результат формулы (1) становится равным 0 во всех точках контура.

Качество сегментации в значительной степени зависит от начального приближения контура интерактивно созданной кривой к искомой границе объекта. Чем выше точность этого приближения, тем выше точность сегментации и тем меньше затрачиваемые вычислительные ресурсы. Это особенно важно в случае построения изображения от слоя к слою. Поскольку сечение канала нерва на каждом последующем срезе несколько смещается относительно предыдущего среза, сложно автоматически определять для каждого нового среза наиболее точное размещение начального контура к границам сечения канала, ориентируясь лишь на положение аналогичного контура на пред-

шествующем срезе. Поиск оптимального решения основывался на следующем предположении: чтобы начальный контур располагался оптимально, он должен быть на каждом срезе каким-то образом привязан к центру масс сечения канала. При этом центр масс сечения может произвольно смещаться от среза к срезу.

Было предложено и апробировано три варианта решения. Два автоматических и один с элементами интерактивности. Суть решений изложена ниже.

Автоматический 1: ищется коэффициент корреляции яркости при попиксельном сравнении выделенного уже сечения на предыдущем срезе с идентичной областью на текущем срезе. Исходим из предположения, что значения интенсивностей канала на двух соседних срезах будут очень близки, следовательно, к примерной области канала на текущем срезе будет относиться область с пикселями, коэффициент корреляции для которых будет максимальным. Находится центр этой области, координаты которого присваиваются в качестве центра контуру с предыдущего среза. Перемещённый таким образом контур становится исходным для поиска сечения канала нерва методом активного контура на текущем срезе.

Автоматический 2: Найденный на предыдущем срезе контур объекта переносится на следующий срез с уменьшением радиуса. Таким образом, исходный контур становится уменьшенным начальным контуром на текущем срезе. Он гарантированно попадает в область нового сечения канала нерва и по методу активных контуров разрастается до реальных границ канала на текущем срезе.

Интерактивный: центры масс сечений с достаточной точностью задаются с помощью трассировки канала на панорамном снимке. Суть трассировки заключается в проведении с помощью курсора на панорамном снимке осевой линии канала нерва (рис. 3а). На поперечных срезах каждая точка данной линии и будет практически совпадать с центром сечения канала.

Результаты и обсуждение

Оптимальным решением задачи стал третий из предложенных алгоритмов. Панорамная линия, проводимая интерактивно, является, по сути, набором точек, совпадающих с центрами масс сечений канала нерва на каждом поперечном срезе. В данном алгоритме центр начального контура на каждом из срезов автоматически совмещается с соответствующей этому срезу точкой панорамной линии. Форма контура изначально задаётся в виде окружности, диаметр которой близок к среднестатистическому диаметру сечения канала [8]. Для женщин задавался диаметр, равный 2 мм, для мужчин – 3 мм. Исходя из предположения, что колебания размеров сечения по ходу канала не должны быть существенными, начальный контур на всех срезах оставляли одним и тем же.

Поскольку речь идёт о поперечных срезах, необходимо было на первом этапе сформировать эти срезы из исходных параллельных КЛКТ-слоёв. Поперечным срезом являются сечения, перпендикулярные ходу канала. Понятно, что вследствие извитости канала, поперечные срезы не параллельны друг другу. Во избежание потерь производительности, имеет смысл отказаться от построения поперечного среза по всему размеру исходного изображения. Ведь для сегментации сечения канала достаточно проанализировать лишь небольшую область вокруг него. Назовём её зоной интереса (рис. 3б). Порядок действий при получении срезов с зонами интереса в общем виде выглядят следующим образом:

1) По координатам соседних точек трассирующей линии, строится вектор Y , направление которого совпадает с направлением касательной к траектории канала в промежутке между этими точками.

2) Поскольку касательная к окружности перпендикулярна её радиусу, строим ортонормированный базис XYZ , определяющий положение плоскости, включающей в себя эту окружность. Иными словами, получаем положение поперечного среза в локальной системе координат. Точка отсчёта локальной системы координат совпадает с точкой пересечения с панорамной линией с плоскостью поперечного среза. Обозначим её через O .

3) Далее одна из координат зануляется (как правило, Z) и задаётся размер зоны интереса в направлении вектора X .

4) Размер зоны интереса в направлении Z вычисляется с учётом правила ортогональности векторов.

5) В полученной таким образом плоскости XOZ , используя алгоритм дискретизации, получаем локальные координаты множества точек, представляющих собой КТ-изображения в поперечном срезе.

6) Инициуем выделение границ канала по методу активных контуров в локальной системе координат XYZ . За начальный контур принимаем окружность с центром в точке O .

7) Полученные значения координат точек, принадлежащих контуру сечения канала в данной плоскости, преобразуем в координаты глобальной системы, которая задана в исходных данных формата DICOM. То есть, получаем реальные координаты искомого контура.

В процессе реализации алгоритма проявилась проблема, связанная с тем, что метод активных контуров для объектов, не имеющих четких границ, не решал задачу сегментации с необходимой степенью корректности. Яркие артефакты внутри небольших по размерам сечений каналов оказывали существенное влияние на формирование значений градиента, отчего падала точность приближения начального контура к истинным границам объекта. Также значительное влияние на чрезмерный разброс точек оказывало близкое расположение компактной кости, интенсивность которой значительно выше любой соседней ткани. Ввиду этого, значение градиента компактной ткани нижней челюсти гораздо выше, чем у контура альвеолярного канала. Поэтому алгоритм метода активных контуров пришлось дорабатывать под реальные КЛКТ-изображения добавлением процедуры сглаживания фильтром Гаусса. Фильтр позволяет сделать область канала и его края более однородными. Сглаживание функцией Гаусса производилось наложением на изображение маски фильтра, представляющей собой заполненную по нормальному распределению матрицу размером 3σ (формула 12):

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (12)$$

Маска перемещается по изображению, умножая каждый его пиксель на значение ячейки маски фильтра. В результате получается сглаженное изображение, в котором шумовая составляющая сглажена.

На рисунке 2 демонстрируется панорамный реформат челюстно-лицевой области с чётко визуализированным внутрикостным каналом в обеих половинах тела нижней челюсти.

На изображении интерактивно осуществлялась трассировка осевой линии канала (рис. 3а), которая помогает с помощью метода активных контуров в первом прибли-

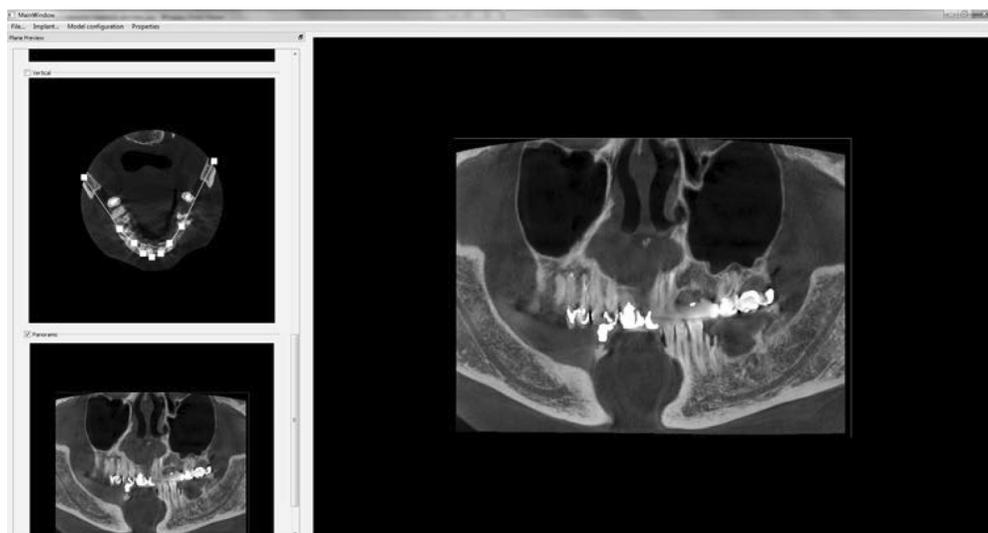


Рис. 2. Макетный интерфейс панорамного реформата челюстно-лицевой области с визуализированными каналами нижней челюсти

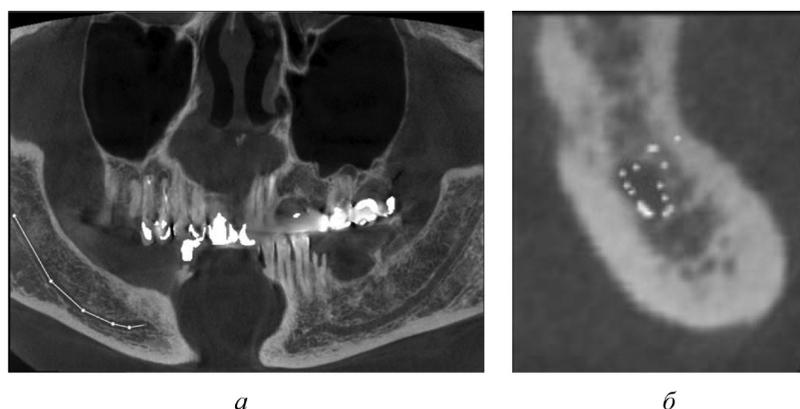


Рис. 3. Процедура выделения сечений канала нерва методом активных контуров: а – интерактивная трассировка левого канала, б – выделение канала на одном из срезов, перпендикулярном линии канала, в первом приближении (три точки ошибочно выпали за пределы области)

жении выделить область оконтуривания (рис. 3б). Однако, первое выделение не позволяет с необходимой точностью определить сечение канала – часть точек ошибочно попадает в области, не относящиеся к каналу, но близкие к нему по уровню яркости. Изображение рисунка 3б выведено из отладочной версии в качестве демонстрации алгоритма (в реальности, пользователь его не видит, а выделение производится автоматически в фоновом режиме).

Отсечь ошибочно выделенные точки удалось поиском среднего радиуса округлого контура, центром которого является центр масс выделяемой фигуры. Радиусами в нашем случае являются расстояния от центра масс до каждой точки, выделенной методом активных контуров в качестве принадлежащей реальному контуру. Все радиусы, отличающиеся от среднего на величину 2σ , считались артефактами и отсекались. В результате получаемый контур максимально приближался к очертаниям сечения канала. Далее, после удаления ошибочных точек, производилась автоматическая корректировка формы контура, опоясывающего сечение канала. Точки объединялись линией, максимально приближенной к реальной форме канала. Получить изображение выделенного канала можно в любой проекции (рис. 4). Для

этого в описанный выше алгоритм было включено преобразование локальных координат контура в глобальные.

На завершающем этапе производилось построение канала в трёхмерной плоскости, а реконструированное изображение визуализировалось в окне объёмной диагностической модели (рис. 5). При этом сохраняются реальные размеры и форма объекта. Его пространственное положение может задаваться пользователем с помощью интерактивного управления.

Таким образом, при планировании местоположения имплантатов крайне важно исследовать форму и глубину залегания нижнего альвеолярного нерва в канале нижней челюсти. Применяемые в большинстве автоматизированных систем методы трёхмерной реконструкции ориентированы на идеализированное построение канала в виде изогнутого объекта цилиндрической формы, с одинаковым на всём его протяжении диаметром. Между тем, в реальности каналу на протяжении присуще наличие сложных ветвлений, а также вариабельность формы и изменчивость размеров. Описанный в работе алгоритм трёхмерной визуализации с высокой точностью учитывает изменчивость этих параметров. При наличии дополнительных, залега-

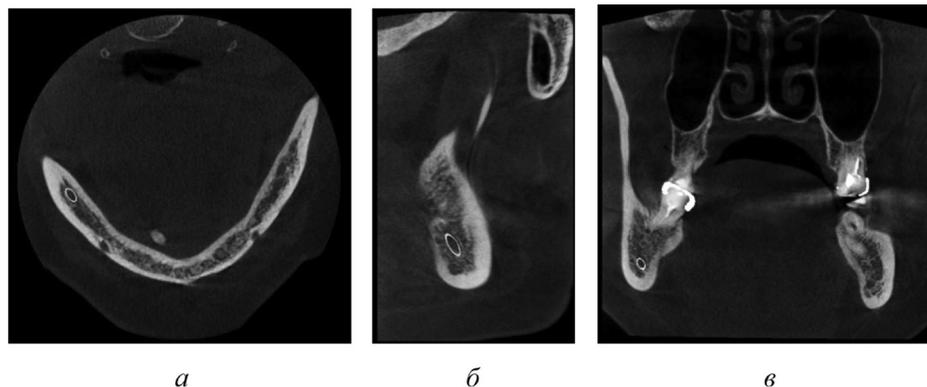


Рис. 4. Визуализация сечений канала нижнечелюстного нерва в разных плоскостях: а – сечение канала в аксиальной плоскости, б – сечение канала в сагиттальной плоскости, в – сечение канала в коронарной плоскости.



Рис. 5. Объемное изображение канала нижней челюсти в макетном варианте интерфейса

ющих на разной глубине боковых ответвлений, алгоритм нуждается в дополнительной доработке. При этом основа алгоритма останется прежней, а доработка коснется лишь реализации возможности объединения отдельных, заранее выделенных ответвлений канала в единый составной объект.

Литература

1. Даян, А. В. Значение ортопантографии в топографической диагностике нижнечелюстного канала // Материалы конференции «Лучевая диагностика в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии». – М., 2008. – С. 38–40.
2. Иванов, С. Ю., Гончаров И. Ю., Бизяев А. Ф. Анализ причин и профилактика ранних осложнений лечения пациентов с применением пластиночных дентальных имплантатов // Материалы Всероссийской научно-практической конференции стоматологов Башкортостана. – Уфа, 2002. – С. 141–143.
3. Моисеева, И. Л. Сравнительная характеристика программ-просмотрщиков конусно-лучевой компьютерной томографии // X-Ray Art №1 (01) сентябрь 2012, с: 46–51.
4. Турлапов, В. Е., Васильев Е. П., Белокаменская А. А., Новожилов М. М., Параллельный алгоритм 3D реконструкции внутренних органов по данным томографии на основе метода активного контура // Материалы конференции «Параллельные вычислительные технологии (ПаВТ'2016)», Нижний Новгород, 2016, с: 482–489.
5. Yaul, H. T., Y. K. Lin², L. S. Tsou³ and C. Y. Lee⁴, An Adaptive Region Growing Method to Segment Inferior Alveolar Nerve Canal from 3D Medical Images for Dental Implant Surgery // Computer-Aided Design and Applications August 2013. P 743–752.
6. Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos. Snakes: Active contour models // Int. Journal of Computer Vision. 1988. Vol. 1, No. 4, P. 321–331.
7. Yan Zhou, Wei-Ren Shi, Wei Chen, Yong-lin Chen, Ying Li, Li-Wen Tan. Active contours driven by localizing region and edge-based intensity fitting energy with application to segmentation of the left ventricle in cardiac CT images // Neurocomputing. 2015. Vol. 156. P. 199–210.
8. Saif Yousif Abdullah Al-Siweedi, P. Nambiar, P. Shanmugasantharam, and W. C. Ngeow, Gaining Surgical Access for Repositioning the Inferior Alveolar Neurovascular Bundle // Scientific World Journal, Volume 2014, 11 pages.
9. Bartling R, Freeman K, Kraut RA. The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement // J Oral Maxillofac Surg. 1999. – 57(12). – P. 1408–12.
10. Carla Cabral dos Santos AcciolyLins; Raphaele Lima de Almeida Beltrão; Wilber Fellipe de Lima Gomes & Márcia Maria Ribeiro, Study of Morphology of Mandibular Canal Through Computed Tomography // Int. J. Morphol. vol. 33 no. 2 Temuco jun. 2015, p: 553–557.

Поступила 13.07.2017 г.