набору інструментів. Проте через особливості топографії прикріплення нижнього косого м'яза до поверхні очного яблука, в його заданій півкулі, вивести в операційне поле зону прикріплення цього м'яза і відповідно виміряти необхідну відстань за допомогою циркуля-вимірювача не вдається, особливо при задньому варіанті прикріплення нижнього косого м'яза. Щоб здійснити таке вимірювання безпосередньо, часто доводиться застосовувати відтинання зовнішнього прямого м'яза від місця його прикріплення (що можливо але вкрай небажано) і здійснювати супераддукцію очного яблука, що загрожує різними ускладненнями через можливість травмування зорового нерва та судин, без гарантії виведення нижнього косого в операційне поле. Тому ми можемо використати непряме вимірювання рецесій або антеропозицій за допомогою нами запропонованої програми. Таке вимірювання здійснюється наступним чином: на моделі очного яблука використовують точки М і М′. Точку М виставляємо в місці прикріплення нижнього косого м'яза, а точку М′ виводимо в місце куди плануємо пересадити нижній косий м'яз. При цьому відстань переміщення визначається по хорді у відповідному вікні. Коли точка пересадки визначена на моделі (за допомогою точок М і М′) послідовно вимірюємо відстань по хорді від легкодоступних в операційному полі орієнтирів, якими слугують нижній край прикріплення зовнішнього прямого м'яза і латеральний край нижнього прямого м'яза. Таким чином визначивши за допомогою моделі відстань по хорді до цих орієнтирів стандартним циркулем вимірювачем в операційному полі на поверхні ока пацієнта легко можна знайти точку до якої буде фіксований пересаджуваний косий м'яз. Тобто запропонована комп'ютерна система дозволяє точно дозувати операції на нижньому косому м'язові без ризику виникнення ускладнень, значно скорочує за рахунок зручності вимірювань час операцій і перебування пацієнта під наркозом.

Висновки. Запропонована комп'ютерна система дає можливість уявити причини та механізми розвитку певних форм косоокості, а також прогнозувати результати хірургічних втручань на окорухових м'язах.

Користуючись комп'ютерною системою передопераційного планування хірургічної корекції окорухового апарату, офтальмолог-хірург зможе вибрати оптимальну тактику хірургічного лікування і дозування оперативних втручань для конкретного хворого, а також точно дозувати операції на нижньому косому м'язові без ризику виникнення ускладнень. Комп'ютерна система значно скорочує за рахунок зручності вимірювань і перебування пацієнта під наркозом.

Література. 1**.** Кухаренко Д.В., Мосьпан В.О., Ємченко В.І.,A61B 3/00 G09B 23/00. Патент на корисну модель "Спосіб розрахунку координат об'єктів на поверхні очного яблука". 2**.** Создание реалистичной модели глаза. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.3dcenter.ru/tutors/read.php?sname=maya&articlealias=eye. 3. Модель глаза. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.e-import.ru/index.php?page=430.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНТУРОВ ВНУТРЕННЕГО УХА ЧЕЛОВЕКА НА ТОМОГРАФИЧЕСКИХ СРЕЗАХ

Пащенко А.А., Аврунин О.Г.
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем, тел. 702-13-64.

Recognition of inner ear structures on tomographic images associated with certain difficulties. Specialized or combined image recognition algorithms are needed for this objectives. The main goal of this work is to obtain practical results of inner ear structures recognition on tomographical images with help of several segmentation algorithms.

Введение. В компьютерном зрении сегментация — это процесс разделения цифрового изображения на несколько сегментов и присвоения таких меток каждому пикселю изображения, что пиксели с одинаковыми метками имеют общие визуальные характеристики для упрощения и/или изменения представления изображения, чтобы его

было проще и легче анализировать. Распознавание структур слухового аппарата человека на томографических изображениях сопряжено с определенными трудностями – плотность структур слухового аппарата или совпадает с плотностью костей или с плотностью мягких тканей. В связи с этим для качественного определения границ слухового аппарата необходимо использовать специализированные алгоритмы. Одновременное использование нескольких алгоритмов позволит увеличить качество распознавания и получать более достоверные результаты, позволяющие наиболее точно определить слуховые полости на срезе.

Целью данной работы является получение практических результатов работы алгоритмов сегментации внутреннего уха для определения границ слухового аппарата человека на томографических срезах для последующего использования полученных данных в построении объемных моделей слухового аппарата человека с целью применения их в предоперационном хирургическом планировании.

Сущность. В связи с тем, что томографическое изображение является серошкальным, для его сегментации необходимо применять алгоритмы, основанные на анализе интенсивности каждого пикселя. Поскольку результаты выполненной сегментации сильно зависят от качества исходного изображения, то необходимо перед процедурой распознавания провести предварительную обработку томографических изображений.

Предварительная обработка изображений состоит из:

регулировки контрастности – исходное томографическое изображение изначально слабоконтрастное, то с изменением этого параметра можно повысить разность между интенсивностями различных по плотности областей.

задания пороговой величины яркости - используется для отсечения очень ярких или темных частей изображения.

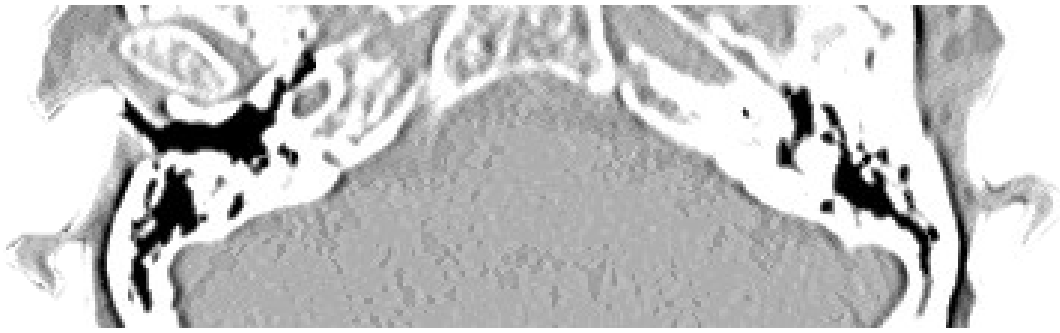
повышения контурной резкости изображения – для более качественного выделения границ слухового аппарата, которые на томографических срезах (в силу их невысокого физического разрешения, а также малого размера структур внутреннего уха) выполняется усиление контурной резкости, что позволяет лучше разграничить области с разными плотностями.

Процесс сегментации происходит в несколько этапов:

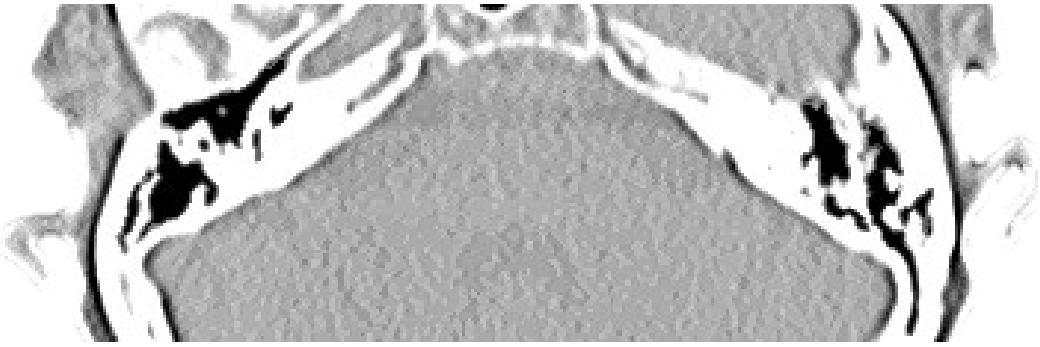
На первом этапе пользователь задает точку внутри области внутреннего уха на томографическом срезе. Это сделано для того, чтобы повысить точность определения областей, которые относятся к слуховому аппарату, так как при автоматическом определении таких областей велика вероятность получить неудовлетворительный результат.

На втором этапе с помощью алгоритма наращивания областей производится определение однородной области в окрестностях точки, заданной пользователем. Затем из границы этой области создается активный контур, что дает возможность гибкого редактирования в случае неточностей при определении контура. Однако на одном томографическом срезе возможно отображение не всех структур внутреннего уха или эти структуры могут быть разделены перегородками. Поэтому предусмотрена возможность выделения нескольких областей на изображении, которые после распознавания можно связать в один контур или определить их к одной и той же структуре внутреннего уха.

В результате проведения сегментации (рис.1) получены границы структур внутреннего уха (выделены черным на изображении), которые будут в дальнейшем использоваться при построении объемной модели слухового аппарата человека для проведения хирургического планирования.



а)



б)

Рис. 1

Недостатком описанного способа сегментации является необходимость ручного определения областей, относящихся к внутреннему уху, однако такой подход позволяет безошибочно определять нужные области изображения так как при использовании только автоматических методов невозможно определить, к чему относятся те или иные анатомические структуры на изображении.

Выводы. В работе отображены этапы определения структур внутреннего уха на томографическом изображении. Применение специализированных алгоритмов для сегментации в сочетании с ручным указанием необходимых областей на изображении позволяет получить в результате более качественное определение элементов.

Результаты работы планируется использовать при построении объемных моделей слухового аппарата человека с целью их применения в предоперационном хирургическом планировании.

АНАЛИЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МЕТОДОВ ИГОЛЬЧАТОЙ И ПОВЕРХНОСТНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ГИПЕРКИНЕЗА

Половенко К.Г., Гелетко А.А.
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, каф. БМЭ, тел (057) 702-13-64
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua,

The given work is devoted to the method of decomposition EMG signals of muscles of the knees of human for further differentiation of the neural-muscle system state. Obtained characteristics have additional diagnostic information about the neural-muscle system state. Produced differential diagnosis of individual muscle activity to identify individual potentials in normal and pathological conditions.