

Методика определения эргономических характеристик роботизированных хирургических систем

Аннотация

При проектировании коллаборативных систем «человек – робот», предназначенных для роботизации хирургических процессов, необходимо учитывать эргономические требования к роботизированным системам и особенности проведения операции. В данной статье представлена методика исследования эргономических параметров хирурга при проведении операции, основанная на использовании видеосъемки движения рук хирурга с дальнейшим программным определением их положения в трехмерном пространстве. Определены эргономические параметры при проведении минимально-инвазивной рентгеноэндоскопической операции. Габаритные размеры зоны обслуживания хирурга составили 887 x 856 x 331 мм, угол сервиса – 1,29 рад, коэффициент сервиса – 0,32. В качестве роботизированной системы для роботизации исследуемой операции выбран робот-манипулятор «МРАМ», обладающий 7 степенями подвижности и обеспечивающий возможность требуемых перемещений.

Введение

Полная или частичная автоматизация процесса оперативного вмешательства сопровождается передачей роботизированной системе от хирурга функций управления процессом воздействия на пациента, что связано с необходимостью изучения фундаментальных характеристик физического и информационного взаимодействия технических элементов роботизированной системы с человеком при различных формах его активности: хирург-оператор и пациент. Наименее изученной является вторая часть, позволяющая определить требования, предъявляемые к роботам-манипуляторам, при передаче им функций хирурга по воздействию на пациента. При формировании требований, предъявляемых к роботу хирургического назначения, необходимо учитывать эргономические параметры робота-манипулятора (рис. 1), такие как рабочая зона, покрывающая зону обслуживания, и угол сервиса, определяющий коэффициент сервиса [1], [2].

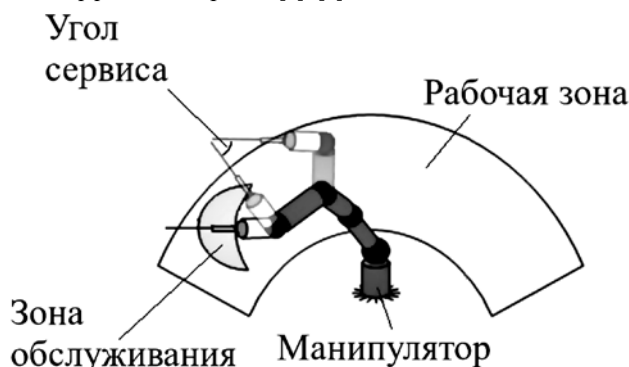


Рис. 1. Эргономические параметры робота-манипулятора

Для формирования таких требований необходима информация об эргономических параметрах процесса оперативного вмешательства, состоящего из комплексного движения руки хирурга и движения хирургического инструмента. Существующие за рубежом методы и системы для отслеживания движений рук хирурга основаны на использовании для этих целей датчиков или сенсоров, которые в основном применялись для оценки квалификации хирургов в лабораторных условиях [3]–[5].

Для отслеживания перемещений с использованием электромагнитных датчиков, датчиков положения, перемещения и ускорения необходимо жесткое закрепление датчика на объекте исследования, позволяющее отождествить данные о перемещениях датчика с данными о перемещениях объекта [4], [6]–[9]. К преимуществам такого отслеживания относятся высокая точность определения траектории и непрерывность получения данных. В связи с тем, что датчики закрепляются на руки и имеют достаточно крупный размер, они применимы для моделирования операции и выполнения ее на фантоме или на ма-

некене, однако неприменимы в условиях реальной хирургической операции. Провода, идущие к датчикам, стесняют движения хирурга, что может негативно сказаться на исходе операции. К тому же применяемые системы не стерилизуются и таким образом нарушают условия стерильности операционного поля.

К методам, использующим сенсоры, относится визуальный контроль перемещения объекта с использованием оптических и ультразвуковых сенсорных систем [3], [10]–[18]. При этом на объект исследований могут устанавливаться специальные мишени, положение в пространстве которых легко определить, или наноситься метки. Также в эту группу входят методы, при использовании которых мишени или метки не используются, а трекинг объекта осуществляется исключительно в ходе анализа полученного изображения, путем выделения характерных элементов на нем. В этом случае мишенью служит сам объект исследований.

Решающими факторами в выборе метода трекинга рук хирурга во время операции были возможность стерилизации объектов, соприкасающихся с руками хирурга, их габаритные размеры, а также отсутствие помех движениям хирурга. В то же самое время метод должен позволять различать мелкие манипуляции хирурга для уточнения его движений. На данный момент нет методики, которая реализовывала бы описанные необходимые функции, в связи с чем актуальна ее разработка.

Материалы и методы

Для отслеживания рук хирурга был выбран оптический трекинг как наиболее подходящий для применения в условиях реальной операции. Вследствие невозможности создать в операционной условия для контрастной съемки исключительно рук хирурга необходима установка на них меток, которые в дальнейшем будут отслеживаться. Данные метки должны выдерживать процедуру стерилизации и быть контрастными перчаткам для выделения их из видеопотока. В рассматриваемой работе использовались метки, сделанные на перчатках хирурга спиртовым раствором бриллиантового зеленого, закрепленным сверху спиртовым йодным раствором. В качестве модели кисти хирурга использовалась 21-точечная скелетная модель (рис. 2а), подобная описанной в [19], в которой 19 точек соответствуют расположению суставов пальцев, одна точка соответствует области пястья и одна – запястья. Метки наносились в точках, соответствующих узлам модели кисти (рис. 2б).

Учитывая, что сгибание пальца возможно только в суставах, жестко соединенных между собой прямыми фаланговыми костями, после определения траектории движения суставов можно восстановить траекторию движения всего пальца в целом. Совокупное движение всех частей складывается в комплексное движение руки, которое необходимо для продвижения хирургического инструмента.

Определение траекторий движения осуществлялось посредством видеонаблюдения за метками. Для того чтобы наличие камер в операционной не препятствовало деятельности меди-

цинского персонала, были определены области их наилучшего расположения (рис. 2в).

Вследствие высокого разрешения камер (1920 x 1080 пикселей) и наличия в них оптической стабилизации задача трекинга решалась с использованием методики, схожей с примененной в [20]. Каждая из двух используемых камер регистрировала 2D-изображение операционного поля и рук хирурга, которое подвергалось обработке с использованием разработанного в среде MATLAB («MathWorks», США) программного обеспечения.

Для получения трехмерных координат метки из двумерных, полученных с камер, они преобразовывались следующим образом. Каждая пара камер в исследовании относится к эпиполярной конфигурации стереоскопической системы. Преобразование координат с пары камер k и m можно записать как

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = P \begin{bmatrix} x^k \\ y^k \\ x^m \\ y^m \end{bmatrix},$$

где P – матрица преобразования. Известно [21], что изменение координаты с момента времени t_1 до t_2 можно представить при помощи одного вектора переноса и одной матрицы поворота независимо от формы траектории тела между указанными моментами времени.

Для определения параметров этих матриц необходим объект для всех полей зрения камер калибровочный объект на изображении, геометрические параметры которого известны и который связан с системой отсчета. Для роли такого объекта был выбран картонный куб с известной длиной ребра и расположенными на его гранях характерными точками [21].

Для определения угла и коэффициента сервиса за ось движения кисти при совершении действия была принят отрезок, соединяющий точки на пястье и запястье. Полученные отрезки переносились точкой запястья в начало координат и обрезались до единичной длины.

Для определения телесного угла, в который попадают все отрезки, точки пястья, находящиеся на сфере единичного диаметра, были подвергнуты UV-преобразованию и дальнейшему определению выпуклой оболочки полученного множества. Выпуклая оболочка была перенесена обратно на сферу и определила площадь, соответствующую углу сервиса. Угол сервиса определялся как часть от площади поверхности сферы, лежащей внутри данного угла.

Обработка методики проводилась на базе Центральной клинической больницы № 2 им. Н.А. Семашко ОАО «РЖД» при выполнении хирургической операции «ультразвуковая эндартерэктомия» [20], [22]. Недостатки методики, выявленные при обработке, были устранены при ее применении для эргономических исследований эндоваскулярных операций в ФГБНУ РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского (зав. отделением проф., д.м.н. Абугунов С.А.). В рамках проведения работ была

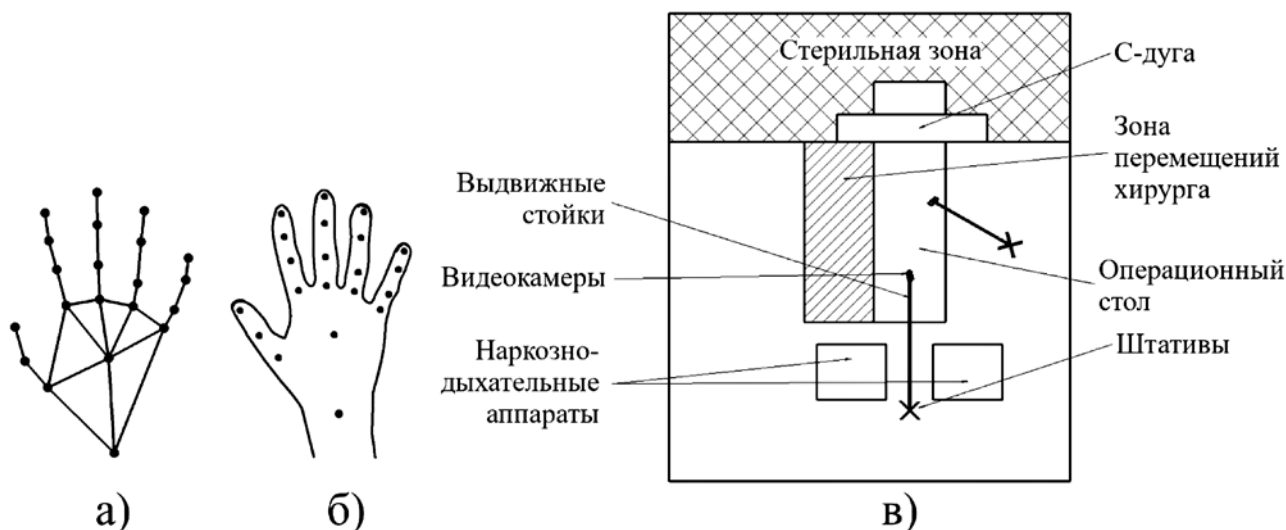


Рис. 2. Модель руки (а); схема нанесения отслеживаемых точек на руки хирурга (б); области расположения видеокамер в операционной (в)

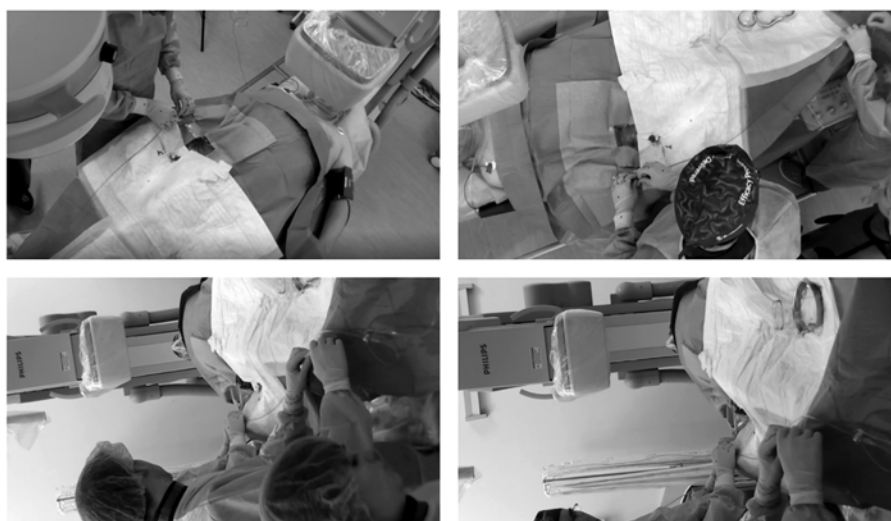


Рис. 3. Кадры эндоваскулярной операции в ФГБНУ РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского. Вид с четырех камер

выполнена видеосъемка десяти эндоваскулярных операций с использованием четырех камер (рис. 3).

Монтаж полученных видеофайлов позволил выделить на записях участки интереса и сократить среднюю продолжительность видео с четырех камер с 3,27 до 0,77 ч. При монтаже также была обеспечена синхронизация видеопотоков от нескольких камер. Это было реализовано путем смещения видео по временной шкале до синхронизации схожих всплесков на аудиодорожках.

Для обработки были выбраны три операции с наибольшим присутствием рук хирурга в кадре. Общая продолжительность трекинга составила 135 711 кадров.

Результаты

Результат реализации алгоритма трекинга точек представлен на рис. 4а. Найденная Δ -окрестность точки последовательно подвергалась следующей обработке: перевод в оттенки серого (1), контрастирование с γ -коррекцией (2), обработка фильтром Канны (3), заполнение связных областей (4), эрозия (5). Координата центра масс получившейся области является координатой точки на данном кадре.

Получаемый после обработки типичный вид зоны обслуживания рук хирурга при проведении минимально-инвазивной рентгеноэндоваскулярной операции представлен на рис. 4б.

По результатам трекинга всех операций полученные точки от обеих рук были объединены в единое облако точек, определяющее зону обслуживания. Габаритные размеры зоны обслуживания хирурга составили 887 x 856 x 331 мм.

По результатам трекинга угол сервиса хирурга при проведении эндоваскулярной операции составил 1,29 π стерadian (рис. 4в, г). Коэффициент сервиса составил 0,32.

Выводы

Определяющим фактором выбора робота является то, что зона обслуживания хирурга при проведении эндоваскулярной операции не должна превышать рабочую зону робота-манипулятора. Требования к эргономическим параметрам роботизированной системы для реализации эндоваскулярного вмешательства приведены в табл. 1.

Таблица 1

Требования к эргономическим параметрам роботизированной системы для реализации эндоваскулярного вмешательства

Параметр	Величина, не менее
Габаритные размеры рабочей зоны, мм	887 x 856 x 331
Угол сервиса	1,29 π
Коэффициент сервиса	0,32

Исходя из полученных эргономических параметров, в качестве робота для реализации комбинированного воздействия был выбран 7-степенной многофункциональный робот-манипулятор «МРАМ» (ООО «СКТБ ПР», Россия), разработанный для проведения операций, в том числе в сердечно-сосудистой хирургии [23]. Обладая рабочей зоной, габаритные размеры которой составляют 1800 x 1800 x 1550 мм, с углом сервиса 1,76 π и коэффициентом сервиса 0,44, данный робот соответствует требованиям к эргономическим параметрам роботизированной системы для реализации эндоваскулярных вмешательств.

Список литературы:

- ГОСТ 25686–85 Манипуляторы, автооператоры и промышленные роботы. Термины и определения.
- Эльяш Н.Н. Основы робототехники / Уч. пособие (конспект лекций). – Екатеринбург: Российский государственный профессионально-педагогический университет, 2016. 49 с.
- Chmarra M.K., Grimbergen C.A., Dankelman J. Systems for tracking minimally invasive surgical instruments // Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies. 2007. Vol. 16. № 6. PP. 328-340.
- Dosis A., Aggarwal R., Bello F., Moorthy K., Munz Y., Gillies D., Darzi A. Synchronized video and motion analysis for the assessment of procedures in the operating theater // Archives of Surgery. 2005. Vol. 140. № 3. PP. 293-299.

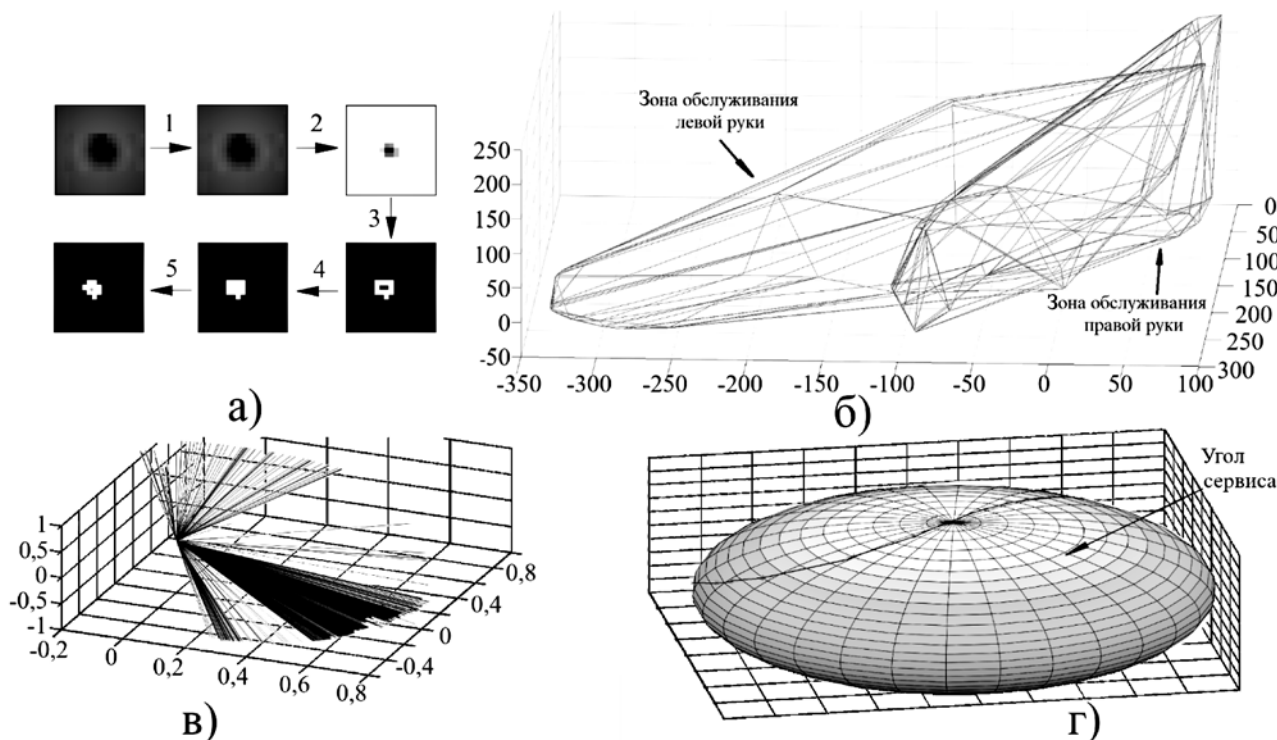


Рис. 4. Обработка изображения точки (а); зоны обслуживания рук хирурга при проведении эндоваскулярной операции (б); расположение оси кисти хирурга при проведении эндоваскулярной операции (в); угол сервиса при проведении эндоваскулярной операции (г)

5. Moorthy K., Munz Y., Sarker S.K., Darzi A. Objective assessment of technical skills in surgery // The BMJ. 2003. Vol. 327. № 7422. PP. 1032-1037.
6. DataGlove. Project «Internet & Really» / http://really.ru/index.php?id=57&Itemid=58&option=com_content&task=view (дата обращения: 22.07.2015).
7. Datta V., Chang A., Mackay S., Darzi A. The relationship between motion analysis and surgical technical assessments // The American Journal of Surgery. 2002. Vol. 184. № 1. PP. 70-73.
8. Smith S.G.T., Torkington J., Brown T.J., Taffinder N.J., Darzi A. Motion analysis // Surgical Endoscopy. 2002. Vol. 16. № 4. PP. 640-645.
9. Grober E.D., Roberts M., Shin E.J., Mahdi M., Bacal V. Intraoperative assessment of technical skills on live patients using economy of hand motion: Establishing learning curves of surgical competence // The American Journal of Surgery. 2010. Vol. 199. № 1. PP. 81-85.
10. Groeger M., Arbter K., Hirzinger G. Motion tracking for minimally invasive robotic surgery // Medical Robotics. InTech. 2008. PP. 117-148.
11. Авербух В.Л., Авербух Н.В., Стародубцев И.С., Тоболин Д.Ю. Использование жестовых интерфейсов при взаимодействии с объектами // Научная перспектива. 2014. № 10. С. 57-66.
12. Makris A., Kyriazis N., Argyros A.A. Hierarchical particle filtering for 3d hand tracking / Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops. 7-12 June 2015. Boston, MA. 2015. PP. 8-17.
13. Zhang Z., Huang F., Tan L. Robust Hand Tracker Using Joint Temporal Weighted Histogram Features / Proceedings of the 4th International Conference on Computer Engineering and Networks. 19-20 July, 2015. Shanghai, China. Springer, Cham, 2015. PP. 201-208.
14. Student. The probable error of a mean // Biometrika. 1908. Vol. 6. № 1. PP. 1-25.
15. Sharp T. et al. Accurate, robust, and flexible real-time hand tracking / Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems. 18-23 April 2015, Seoul, Korea. ACM, 2015. PP. 3633-3642.
16. Kuronen T., Eerola T., Lensu L., Takatalo J., Häkkinen J., Kalviainen H. High-speed hand tracking for studying human-computer interaction / Proceedings of the 19th Scandinavian Conference, SCIA 2015. 15-17 June, 2015. Copenhagen, Denmark. Springer, Cham, 2015. PP. 130-141.
17. Sridhar S., Oulasvirta A., Theobalt C. Fast tracking of hand and finger articulations using a single depth camera // Tech. Report MPI-I-2014-4-002. MPI Informatik. 2014. 14 p.
18. Wachs J.P., Stern H.I., Edan Y., Gillam M., Handler J., Feied C., Smith M. A gesture-based tool for sterile browsing of radiology images // Journal of the American Medical Informatics Association. 2008. Vol. 15. № 3. PP. 321-323.
19. Kang S.K., Nam M.Y., Rhee P.K. Color based hand and finger detection technology for user interaction / Proceedings of the ICHIT 2008: International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology. 28-29 August, 2008. Daejeon, Korea. IEEE, 2008. PP. 229-236.
20. Саврасов Г.В., Беликов Н.В., Гусаров С.Г., Аверин С.В. Экспериментальное исследование рабочей зоны при выполнении роботизированных сосудистых операций / Научный семинар «Медицинские, технические и технологические аспекты фундаментальных проблем роботехнологии». 20 декабря 2013 г., Москва. Сборник докладов. – М.: Информ-Право, 2014. С. 84-91.
21. Шапиро Л., Стокман Дж. Компьютерное зрение / Пер. с англ. – М.: Бином. Лаборатория знаний, 2006. 752 с.
22. Покровский А.В., Саврасов Г.В. Тенденции развития технологий ультразвуковой хирургии сосудов / В кн.: Ультразвуковая ангиохирургия. Сб. научн. работ. – Кострома: ДиАр, 2004. С. 5-22.
23. Батанов А.Ф., Саврасов Г.В., Башлай А.П., Гусаров С.Г. Многофункциональный манипулятор-ассистент хирурга // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 10. С. 21-29.

Геннадий Викторович Саврасов,
д-р техн. наук, профессор,
Никита Владимирович Беликов,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра БМТ-1,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана (НИУ)»,
г. Москва,
e-mail: belikovnv@bmstu.ru

**В.Г. Никитаев, А.Н. Проничев, О.Б. Тамразова, В.Ю. Сергеев,
М.А. Соломатин, Л.С. Круглова, В.С. Козлов, Е.А. Дружинина**

Модель распознавания дерматоскопических точек на изображениях новообразований кожи

Аннотация

Рассмотрены проблемы поиска структурных элементов меланоцитарных новообразований, в том числе меланомы кожи на ранней стадии заболевания, посредством компьютерной диагностики. Рассмотрены также характерные признаки структурных элементов – дерматоскопических точек, и разработан метод их распознавания. Данная разработка, созданная на стыке медицины и технологий компьютерного зрения, носит междисциплинарный характер и может использоваться при диагностике онкологических заболеваний кожного покрова как средство поддержки принятия решений для первичной профилактики злокачественных новообразований.

Введение

Меланома кожи – агрессивное злокачественное образование, развивающееся из меланоцитов. Данные клетки продуцируют пигмент меланин и отвечают за цвет кожи, способность к загару и образование невусов (родинок). В течение последних десятилетий наблюдается неуклонный рост заболеваемости меланомой. Так, по данным авторов обзора [1], средний годовой рост числа заболевших у европеоидной расы составляет 3...7 %.

Из-за особенностей данного новообразования своевременная диагностика крайне важна для успешного лечения. На начальных этапах заболевания можно удалить опухоль, тем самым предотвратив развитие болезни. Плюрализм диагностических подходов среди специалистов порождает проблемы неоднозначности постановки диагноза. Применение информационных технологий позволит кардинальным образом уменьшить субъективные факторы в деятельности врача.

Известны различные медицинские алгоритмы в диагностике меланомы [2]-[7]. Примером классических алгоритмов