

// J. Periodontol. – 2003. – Vol. 74, №12. – P. 1803-1807.11

41. Marakoglu I., Gursoy U.K., Demirer S., Sezer H. Periodontal status of chronic renal failure patients receiving hemodialysis // Yonsei. Med. J. – 2003. – Vol. 44, №4. – P. 648-652.3

42. Nishide N., Nishikawa T., Kanamura N. Extensive bleeding during surgical treatment for gingival overgrowth in a patient on haemodialysis – a case report and review of the literature // Aust. Dent. J. – 2005. – Vol. 50, №4. – P. 276-281.8

43. Nyquist L. Study of denture sore mouth, an investigation of traumatic, allergic and toxic lesions of the oral mucosa arising from the use of full dentures // Actaodont. Scand. – 1952. – №10. – P. 154. 44

44. Shasrma A., Mirza L., Palatal mucosa under dentures: A qualitative histologic and histochemical analysis // J. Prosth. Dent. – 1986. – Vol. 56, №3. – P. 574-582.42

45. Souza C.R., Libério S.A., Guerra R.N. et al. Assessment of periodontal condition of kidney patients in hemodialysis // Rev. Assoc. Med. Bras. – 2005. – Vol. 51, №5. – P. 285-289.9

РЕЗЮМЕ

Данные литературы отечественных и зарубежных авторов приведенные в статье, представляют собой ретроспективный анализ работ, посвященных проблемам влияния съемных зубных протезов и воздействия базисных конструкционных материалов, определяющих адгезию микробов, на изменения количественного состава микрофлоры полости рта, так как разные группы микробов по разному влияют на состояние пародонта сохранившихся зубов, мягких тканей протезного ложа и самих протезов у лиц с хроническими заболеваниями почек.

SUMMARY

The literature of domestic and foreign authors mentioned in the article are a retrospective analysis of works devoted to the issues of the impact of dentures, and the impact of basic construction materials, determining the adhesion of microbes to changes in the quantitative composition of microflora in the oral cavity, since different groups of microbes have different effects on the state of periodontal preserved teeth, soft tissue prosthetic bed themselves prostheses in patients with chronic kidney disease.

К ВОПРОСУ ПРИМЕНЕНИЯ БИОАКТИВНЫХ ПОКРЫТИЙ ДЛЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

Н.Л. Хабилов, Т.О. Мун, Ф.К. Усмонов, Р.А. Рашидов, К.К. Меликузиев
Ташкентский государственный стоматологический институт

Известно, что для устранения дефектов зубных рядов в современной стоматологии широко используются внутрикостные имплантаты [8,10]. Важным условием длительного срока службы имплантата является эффективная остеоинтеграция, т.е. непосредственный физический контакт микро- и наноструктурированной поверхности имплантата с челюстной костью пациента.

Потребность в протезировании с помощью имплантатов в настоящее время очень велика. На практике

постоянно возникают и решаются вопросы разработки новых конструкций имплантатов и технологий их изготовления с использованием современных материалов, которые позволили бы достичь полной биохимической и биомеханической совместимости и требуемого клинического эффекта [8,16]. Использование плазмонапыленных наноструктурированных пористо-порошковых титановых и гидроксиапатитовых (ГА) слоев на внутрикостной поверхности

имплантата позволило значительно повысить их качественные показатели.

В настоящее время применяются и создаются материалы для дентальных имплантатов с высокими эксплуатационными и функциональными свойствами. Эти материалы должны сочетать в себе определенные свойства живой и неживой материи таким образом, чтобы при необходимости изготовленные из них изделия могли частично или полностью выполнять функции тех или иных утраченных естественных органов. В связи с этим существует необходимость разработки научного подхода к решению проблемы создания высокоэффективных дентальных имплантатов [14,17].

Известно, что стоматологические имплантаты вступают в сложное взаимодействие с окружающей живой тканью, и вследствие чрезвычайно неравномерного распределения напряжений, возникающих при знакопеременных жевательных нагрузках, появляется опасность отторжения имплантата, т.е. нарушения границы контакта между его поверхностью и костью. Кроме того, имплантаты находятся в постоянном контакте с биологической жидкостью и поэтому должны быть стойкими к коррозии и не должны образовывать токсичных либо канцерогенных продуктов реакций. Поэтому существует проблема создания конструкции имплантата, которая по функциональным и эксплуатационным свойствам максимально приближалась бы к естественному корню зуба [25].

При всем многообразии форм имплантатов и их конструктивных особенностей важное значение имеет создание на поверхности имплантата пористого композиционного многослойного наноструктурированного покрытия с размерами пор 50-250 мкм. Используя технологию плазменного напыления порошковых материалов (титан, гидроксиапатит и др.), удается сформировать многослойное

наноструктурированное покрытие [2,27,28].

Многослойное биоконпозиционное покрытие приобретает требуемые свойства благодаря тому, что его структура представляет собой композицию из последовательно напыленных слоев. Первый титановый слой имеет толщину не более 5÷7 мкм, второй титановый пористый слой – до 15÷20 мкм, третий слой из смеси порошков титана и гидроксиапатита в равных объемных долях – до 15÷20 мкм, последний слой из гидроксиапатита – до 30÷35 мкм. Прочное закрепление имплантата в костной ткани в первую очередь определяется пористой структурой и химическим составом поверхностного слоя имплантата.

Для таких конструкций имплантатов предлагается использовать трехфазную модель «имплантат – покрытие – костная ткань», так как при разработке и использовании двухфазной модели не учитывается функциональное назначение и упругодемпфирующие свойства пористых покрытий с проросшими волокнами костной ткани.

Известны преимущества и целесообразность использования имплантатов с гидроксиапатитовым, биоактивным стеклокристаллическим и другим покрытием, комплексные исследования которых показали значительное увеличение остеointegrативных свойств. Известно, что резорбируемость ГА зависит от степени его кристалличности и увеличивается с ростом дефектности и аморфизованности кристаллической структуры.

Биоактивное плазмонапыленное покрытие на внутрикостном имплантате формируется в основном из расплавленных частиц, имеющих гранулометрический состав 1-5, 40-70 и 70-100 мкм. Мелкие частицы (при выбранном технологическом режиме напыления – ток дуги, дистанция напыления, температурный режим напыляемого изделия и т.д.) полностью расплавляются в плазменной струе и

хорошо растекаются по специально подготовленной подложке. В то же время крупные частицы в плазменном потоке расплавляются не полностью, поэтому формируется покрытие достаточно сложной структуры. Полученные покрытия подвергались модификации ионно-лучевым облучением [5,7]. Заметный эффект дает также использование лазерного и ультразвукового облучения при формировании биоактивного покрытия [7,29].

Формирование соответствующих покрытий на поверхности имплантатов с помощью плазменного напыления – относительно сложный физико-химический процесс, зависящий более чем от 100 технологических параметров. Это позволяет успешно управлять процессом, создавая функциональные покрытия различного типа с широким диапазоном физико-механических свойств [7]. Однако установление корреляции между отдельными технологическими параметрами и конкретными свойствами получаемых покрытий представляет собой достаточно сложную задачу.

Существующие технологии напыления биоматериалов отличаются значительной стоимостью, что сдерживает их широкое применение на практике, так как выпускаются они мелкосерийными партиями на производствах, где практически отсутствуют средства автоматизации. Накопленный опыт в использовании технологий плазменного напыления биоконпозиций свидетельствует о том, что ее развитие тесно связано с развитием средств автоматизации изготовления имплантатов и их напыления. Дальнейшее совершенствование технологии плазменного напыления в производстве стоматологических имплантатов связано с комплексными исследованиями многослойных биоконпозиционных наноструктурированных покрытий и установлением связи между технологическими режимами, физико-

механическими свойствами и на этой базе с созданием автоматизированного технологического оборудования [30].

Успешная репаративная регенерация является главным фактором, влияющим на механическую целостность соединения имплантата и кости. Ряд авторов выдвигают предположение о том, что грубая (шероховатая) поверхность имплантата является одним из важных факторов, влияющих на успех имплантации [11,12,18,22].

Как известно, все способы преобразования поверхности дентальных имплантатов направлены, главным образом, на увеличение площади сцепления имплантата с костью, т. е. на увеличение степени шероховатости [20,22].

Но шероховатость отражает лишь физику поверхности дентальных имплантатов. Однако химия поверхности также играет важную роль на первых стадиях репаративного остеогенеза, поэтому некоторые имплантаты содержат на своей поверхности биоактивные ионы, стимулирующие остеогенез. Чаще всего в качестве биоактивных покрытий выступают трикальцийфосфат, гидроксиапатит и тетракальцийфосфат [22].

В литературе имеется много сообщений о повышенной адгезии белковых субстанций к поверхности дентальных имплантатов с биопокрытием в виде кальцийфосфатных материалов [10,22].

Остеокондуктивные свойства биоактивных покрытий, безусловно, имеют преимущества. Однако эти покрытия не лишены такого недостатка, как отслаивание покрытия от титановой подложки, что связано с наличием недостаточно прочной связи между различными фазами фосфатов кальция на поверхности имплантата [20].

На современном стоматологическом рынке имеется огромное количество оригинальных биоактивных покрытий внутрикостной части дентальных имплантатов. Каждая фирма-производитель заявляет об

улучшенных характеристиках того или иного покрытия. Особого внимания заслуживают новейшие, но зарекомендовавшие себя на практике системы дентальных имплантатов [13,15,19,20].

В эксперименте на лабораторных животных доказано, что имплантация винтовых дентальных имплантатов с биоактивным бонитовым покрытием обеспечивает формирование полноценного комплекса «имплантат – кость» в сроки от 3-х до 4-х месяцев, в отличие от контрольной группы, где костеобразование по типу костной мозоли идет медленнее. Такое положение позволяет утверждать, что бонитовое покрытие обладает выраженными остеокондуктивными свойствами (активная репаративная регенерация кости в 3 и 6 мес.) и является полностью биоинертным для организма, что позволяет использовать его в дентальной имплантации с сокращением сроков ортопедического этапа лечения.

Современные медицинские технологии позволяют восстанавливать и заменять поврежденные органы и части тела с помощью разнообразных имплантатов. Для повышения эффективности имплантатов, применяемых в восстановительной хирургии и стоматологии, необходимо улучшать их биосовместимые свойства. Прогресс в этом направлении возможен при использовании композиционных материалов, к которым можно отнести разрешенные к применению в медицине металлы и керамики с нанесенными на них биосовместимыми покрытиями.

Основными методами, используемыми в настоящее время для формирования биосовместимых покрытий на медицинских материалах, являются плазменное напыление [30], микродуговое оксидирование [4], методы, основанные на кристаллизации покрытий из различных растворов [26]. Каждый из перечисленных методов имеет свои ограничения: например, плохая адгезия покрытий к подложке, невозможность регулировать их

элементный состав, ограниченность в выборе материала подложки для формирования покрытия (так, микродуговым оксидированием невозможно получить покрытие на поверхности нержавеющей стали) и т. д.

При выборе материалов для изготовления имплантатов, а также метода формирования покрытия необходимо учитывать область их клинического применения. Для реконструктивной хирургии представляют интерес кальций-фосфатные покрытия, повышающие прочность сцепления имплантатов с костной тканью, усиливающие их способность к остеиндукции и остеокондукции.

Но с увеличением толщины кальций-фосфатного покрытия (в диапазоне до 100 мкм) возрастает его биоактивность, способность к остеиндукции и остеокондукции, но падает его механическая прочность. В связи с этим разработка методов формирования тонких биопокрытий, оптимально сочетающих биоактивность и механическую прочность, является актуальной задачей медицинского материаловедения [9].

В качестве материала для получения биопокрытий на металлических имплантатах для стоматологии традиционно используется гидроксипатит (ГА) – $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$, который является основным минеральным компонентом костной ткани. Выбор метода высокочастотного (ВЧ) магнетронного напыления [1,23,31] для получения покрытий на имплантатах обусловлен тем, что распылять ГА, который является диэлектриком, эффективно можно только на высокой частоте. Как показывают исследования, использование метода магнетронного напыления обеспечивает получение высокой адгезионной прочности между материалом – основой и покрытием, покрытия близки по стехиометрическому составу к составу исходной мишени. Метод магнетронного напыления является гибким, так как

позволяет варьировать элементный состав покрытия путём изменения либо состава исходной мишени для распыления, либо параметров напыления (мощность разряда, рабочий газ и др.).

Для повышения биосовместимости металлических имплантатов авторы рекомендуют гибридные покрытия, состоящие как минимум из двух слоев: первый – оксидный, второй – кальций-фосфатный, сформированный высокочастотным магнетронным напылением.

Коллективом авторов проведены комплексные исследования процесса плазменного напыления фтора гидроксиапатитовых покрытий на дентальные имплантаты, разработана технологическая схема напыления, проведены экспериментальные и клинические испытания имплантатов с плазмонапыленным фторгидроксиапатитовым покрытием [3].

В свете вышеизложенного можно заключить, что использование фторгидроксиапатита в качестве основного компонента плазмонапыленного биоактивного покрытия на дентальных имплантатах в некоторых случаях будет предпочтительнее использования гидроксиапатита. Данное направление является весьма перспективным, требует дальнейшего изучения и обширных экспериментальных исследований [6].

Исходя из клинического опыта нескольких специалистов из США и Канады, перечисляются особые практические преимущества системы поверхностно-пористых имплантатов [24]. Ее хирургические и ортопедические компоненты недороги и просты для освоения даже стоматологами общей практики. Конструкция абатментов и вся зубопротезная техника эффективна для всех возможных решений при различных дефектах зубных рядов. Авторы заключают, что данная система имплантатов обеспечивает предсказуемый и достоверный успех имплантологического лечения.

Самые свежие научные публикации информируют о наблюдении за 122 поверхностно-пористыми имплантатами длиной от 5 до 12 мм, функционирующими в дистальном отделе нижней челюсти в сроки до 9 лет (в среднем – 55,8 мес.) [30]. Клиническая эффективность имплантатов длиной 5 и 7 мм составила 100%. Преимущественная часть протезов соединяла 2 имплантата и более, что привело к повышению клинической эффективности по сравнению с таковой у одиночных коронок. Наблюдалось отторжение 6,7% имплантатов при соотношении длины коронки и имплантата от 1,0 до 1,4 [24,29]. Однако если данный показатель определялся в интервале от 1,5 до 2,0, то отрицательные результаты лечения не выявлялись.

Итоговая клиническая эффективность поверхностно-пористых имплантатов в этом исследовании равнялась 97,5%. Исследован микрорельеф поверхности титановых дентальных имплантатов, полученный абразивно-струйной обработкой с воздействием ультразвука, и определены эмпирические зависимости. Установлено, что сообщение изделию ультразвуковых колебаний обеспечивает формирование заданного рельефа в 2-3 раза быстрее, разброс элементов шероховатости по высоте снижается с 35-40 до 14-21%, изменением направления колебаний можно формировать ориентированный рельеф поверхности [21].

Таким образом, результаты клинических исследований показали высокую эффективность применения имплантатов с биопокрытиями, нанесенными методом плазменного напыления, которое обеспечивает получение необходимых свойств поверхности.

Разработка новых концепций и научных подходов в технологии и создании высокоэффективных материалов и соответственно имплантатов позволила значительно повысить их функциональные и эксплуатационные свойства.

Важнейшей проблемой научных исследований и эффективного применения внутрикостных имплантатов является биологическая и биомеханическая совместимость, а также механизмы взаимодействия живой ткани и имплантата, поэтому особое значение отводится исследованиям в области создания биокomпозиционных наноструктурированных материалов и покрытий.

Литература

1. Аронов А.М., Пичугин В.Ф., Ещенко Е.В. и др. Тонкие кальций-фосфатные покрытия, полученные методом высокочастотного магнетронного распыления, и перспективы их применения в медицинской технике // Мед. техника. – 2008. – №3. – С. 18-22.
2. Базикян Э.А., Бизяев А.Ф., Ломакин М.В. и др. Стоматологическая имплантология; Под ред. С.Ю. Иванова. – М.: ГЭОТАР МЕД, 2004. – 296 с.
3. Бекренев Н.В., Приходько С.В. Ультразвуковое модифицирование поверхности дентальных имплантатов в процессе ее абразивно-струйной обработки под электроплазменное напыление биопокрытий // Кубанский науч. мед. вестн. – 2013. – №6 (141). – С. 20-25.
4. Вельдяксова Л.В., Разумный В.А. Возможности использования поверхностно-пористых дентальных имплантатов в условиях дефицита костной ткани // Стоматология. – 2012. – №2. – С. 57-60.
5. Дударева О.А. Повышение качества биоактивных фтороapatитовых покрытий при электроплазменном напылении и финишной обработке в ультразвуковом поле: Автореф. дис. ... канд. техн. наук. – Саратов, 2004. – 16 с.
6. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. – Томск: STT, 2011. – 480 с.
7. Лясников В. Н., Протасова Н. В. Плазменное напыление в электронике и биомедицинской технике: Учеб. пособие для студ. физ.-техн. специальностей. – Саратов: СГТУ, 2010. – 285 с.
8. Лясников В.Н., Муктаров О.Д. Ионно-лучевая технология наноструктурирования гидроксипатитовых плазмонапыленных покрытий // Вестн. СГТУ. – 2012. – №2 (66). – С. 92-96.
9. Лясникова А.В., Дударева О.А. Применение электроплазменной технологии для нанесения фторгидроксипатитовых биоактивных покрытий на дентальные имплантаты // Изв. Томского политех. ун-та. – 2006. – Т. 309, №2. – С. 153-158.
10. Лясникова А.В., Лепилин А.В., Бекренев Н.В., Дмитриенко Д.С. Стоматологические имплантаты: исследование, разработка, производство и клиническое применение; Под ред. В.Н. Лясникова, А.В. Лепилина. – Саратов: СГТУ, 2006. – 254 с.
11. Новые технологии в стоматологии и имплантологии: Сб. науч. тр. по материалам 8-й Всерос. конф.; Под ред. В.Н. Лясникова. – Саратов: СГТУ, 2006. – 315 с.
12. Перикова М.Г., Сирак С.В., Казиева И.Э., Мартиросян А.К. Оценка влияния биоактивного покрытия винтовых дентальных имплантатов на сроки остеоинтеграции (экспериментально-морфологическое исследование) // Современ. пробл. науки и образования. – 2013. – №2. – С. 35-35.
13. Пичугин В.Ф., Никитенков Н.Н., Шулепов И.А. и др. Получение кальций_фосфатных биосовместимых покрытий методом магнетронного распыления и их свойства // Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования. – 2006. – №7. – С. 72-77.
14. Робустова Т.Г. Имплантация зубов (хирургические аспекты). – М.: Медицина, 2003. – 560 с.
15. Сирак С.В., Долгалев А.А., Слетов А.А. Способ костной пластики при непосредственной дентальной имплантации: Патент на изобретение RUS 2366378 07.04.2008.

16. Сирак С.В., Долгалева А.А., Слетов А.А. Способ отсроченной дентальной имплантации: Патент на изобретение RUS 2366377 07.04.2008.
17. Сирак С.В., Слетов А.А., Алимов А.Ш. и др. Клинико-экспериментальное обоснование применения препарата «коллост» и биорезорбируемых мембран «Диплен-Гам» и «Пародонкол» при удалении ретенированных и дистопированных нижних третьих моляров // *Стоматология*. – 2008. – Т. 87, №2. – С. 10-14.
18. Сирак С.В., Слетов А.А., Гандылян К.С. Непосредственная дентальная имплантация у пациентов с включенными дефектами зубных рядов // *Мед. вестн. Сев. Кавказа*. – 2011. – Т. 21, №1. – С. 51-54.
19. Сирак С.В., Слетов А.А., Ибрагимов И.М. Влияние пористого титана на остеогенный потенциал клеток костного мозга *in vitro* // *Мед. вестн. Сев. Кавказа*. – 2012. – Т. 27, №3. – С. 22-25. 13
20. Сирак С.В., Федурченко А.В., Мажаренко Т.Г. Способ костной пластики при удалении ретенированного зуба мудрости: Патент на изобретение RUS 2328224 05.02.2007.
21. Слетов А.А., Переверзев Р.В., Ибрагимов И.М. и др. Экспериментальное определение регенераторного потенциала клеток костного мозга // *Стоматология для всех*. – 2012. – №2. – С. 2931.
22. Современные проблемы имплантологии: Сб. науч. ст. по материалам 6-й Междунар. конф. – М., 2002. – 162 с.
23. Штанский Д.В., Кулинич С.А., Левашов Е.А., Мооре J.J. Особенности структуры и физико-механических свойств наноструктурных тонких пленок // *Физика твердого тела*. – 2003. – Т. 45, вып. 6. – С. 1122-1129.
24. Andersson J.M., Wallin E., Munger E.P., Helmersson U. Energy distributions of positive and negative ions during magnetron sputtering of an Al target in Ar/O₂ mixtures // *J. Appl. Phys.* – 2006. – Vol. 100, №3. – P. 303-305.
25. Arora S.M., Desai V.H., Sundaram K.B. et al. Effect of Varying Sputtering Power Levels on YBaCuO Film Composition // *Physica Status Solidi (a)*. – 2008. – Vol. 126, №2. – P. 377-381.
26. Bharati S., Sinha M.K., Dasu D. Hydroxyapatite coating by biomimetic method on titanium alloy using concentrated SBF // *Bull. Mater. Sci.* – 2005. – Vol. 28, №6. – P. 617-621.
27. Feddes B., Wolke J.G., Jansen J., Vredenburg A.M. Radio frequency magnetron sputtering deposition of calcium phosphate coating: the effect of resputtering on the coating composition // *J. Appl. Phys.* – 2003. – Vol. 93, №12. – P. 9503-9508.
28. Rack P.D., Potte M.D., Woodard A., Kurinec S. Negative ion resputtering in Ta₂Zn₃O₈ thin films // *J. Vac. Sci. Technol.* – 2009. – Vol. 17, №5. – P. 2805-2810.
29. Selinder T.I., Larsson G., Helmersson U., Rudner S. Resputtering effects on the stoichiometry of YBa₂Cu₃O_x thin films // *J. Appl. Phys.* – 2001. – Vol. 69, №1. – P. 390-395.
30. Sun L., Berndt C.C., Gross K.A., Kucuk A. Material Fundamentals and Clinical Performance of plasma sprayed hydroxyapatite coatings // *J. Biomater. Res.* – 2001. – Vol. 58. – P. 570-592.
31. Wolke J.G., Van Dyk K., Schaecken H.G. et al. Study of the surface characteristics of magnetron-sputter calcium phosphate coatings // *J. Bio. Mater. Res.* – 2004. – Vol. 28. – P. 1477-1484.

РЕЗЮМЕ

Проблема отторжений дентальных имплантатов на разных сроках функционирования успешно решается за

счет создания на их поверхности специального биоактивного покрытия, сформированного методом электроплазменного напыления. Основными биоактивными

компонентами таких покрытий могут служить гидроксипатит, трикальцийфосфат, биостекла, биоситаллы.

В статье рассматриваются актуальные проблемы разработки, получения и применения в клинической практике современных биосовместимых материалов и покрытий на их основе. Особое внимание уделено внутрикостным дентальным имплантатам, которые сегодня являются одним из наиболее популярных и хорошо освоенных методов устранения дефектов зубных рядов при частичной и полной адентии.

SUMMARY

The problem rejections of dental implants at different stages of the operation is successfully solved by creating on the surface of special bioactive coating formed by spraying elektropiasm. The main components of such a bioactive coating may serve as hydroxyapatite, tricalcium phosphate, bioglass, biositally.

This article describes the current problems of development, production and application in clinical practice of modern biocompatible materials and coatings based on them. Particular attention is paid intraosseous dental implants, which today is one of the most popular and well established methods to eliminate defects of dentition in partial and fully edentulous.

БОШ ВА БЎЙИН СОХАСИ ХАВФЛИ НОЭПИТЕЛИАЛ ЎСМАЛАРНИНГ КЛИНИКАСИ, ТАШХИСИ ВА ДАВОЛАШ

Р.М. Бекмирзаев, А.И. Хасанов

Республика онкология илмий маркази

Бош ва бўйин сохаси ноэпителиал ўсмалари кам учрайдиган патология ҳисобланиб, шу соҳанинг барча ўсмаларининг 3-5% ни ташкил этади [8]. Организмда учрайдиган барча саркомаларнинг 15-20% ни ташкил этади.

Бош ва бўйин сохаси хавфли ноэпителиал ўсмалари гистологик тузилиши, келиб чиқиши, клиник кечиши, қўлланиладиган даволаш усуллари билан фарқ қилади. Бош ва бўйин сохаси ўсмаларининг асосий қисмини 92,2%ни эпителиал, 7,8% ни ноэпителиал ўсмалар ташкил этади [13]. Юз-жағ сохаси ноэпителиал ўсмаларидан энг кўп остеосаркома учрайди (32%), ундан сўнг фибросаркома (19%), хондросаркома (9%) ва юз-жағ соҳа рабдомиосаркомаси (7,5%) учрайди [4].

Бош ва бўйин сохаси саркомалари бошқа аъзоларда учрайдиган саркомаларга нисбатан ўсма хужайрасининг дифференцирлашганлиги даражаси юқори бўлиши кузатилади [8]. Юз-жағ соҳасининг мураккаб анатомик тузилиши, ўсмани битта анатомик

соҳадан иккинчисига ўсиб ўтган ҳолатда аниқланиши, яъни комбинацияланган зарарланиш ҳолатлар, ўсманинг аниқ клиник белгилари бўлмаслиги, беморларнинг касалликни кеч босқичларда шифокорларга мурожаат этиши, бундан ташқари бошқа соҳа, яъни оториноларинголог, стоматолог, офтальмолог, невропатолог, эндокринолог мутахасислари томонидан касалликни вақтида тўғри таҳлил қилинмаслиги натижасида беморлар махсус шифохоналарга касалликнинг тарқалган кечки босқичларида даволанишга келиши аниқланмоқда [5,6,23].

Бу ўз навбатида радикал даво ўтказиш имконини камайтиради. Юқоридагиларни ҳисобга олиб, мақолада бош ва бўйин сохаси хавфли ноэпителиал ўсмаларининг клиник кечиши, ташхиси ва даволаш усулларига тўхталиб ўтмоқчимиз.

Бош ва бўйин сохаси хавфли ноэпителиал ўсмаларининг умумий клиник кўриниши