

УДК 531/534:57

*О. В. Погребной*

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОСИ КОСТНО-МОЗГОВОГО КАНАЛА ТРУБЧАТЫХ КОСТЕЙ ПО ДАННЫМ МУЛЬТИСПИРАЛЬНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Предложен способ вычисления оси костно-мозгового канала трубчатых костей, основанный на компьютерной обработке центральных сагиттальных сечений, получаемых при мультиспиральной компьютерной томографии. Работоспособность способа продемонстрирована на тестовом примере. В практическом примере получено уравнение оси костно-мозгового канала II пястной кости. Вычислены геометрические размеры ножки эндопротеза, обеспечивающие плотное прилегание естественного и искусственного материалов. На основании полученного уравнения оси построена объемная модель костно-мозгового канала.

*Ключевые слова:* мультиспиральная компьютерная томография, трубчатая кость, костно-мозговой канал, эндопротез, аппроксимация, метод наименьших квадратов.

**Введение.** Лечение тяжелых посттравматических дефектов кости остается одной из сложных проблем современной травматологии и ортопедии, имеющих огромную социально-экономическую значимость.

Кисть обладает тонкой функцией и многогранным характером деятельности, и даже незначительные нарушения ее целостности приводят к серьезным нарушениям функциональных взаимосвязей, к потере профессиональной пригодности [4].

Развитие хирургии кисти, эффективное применение современных методов оперативного лечения, внедрение микрохирургии в реконструктивную хирургию кисти, широкое использование компьютерных методов диагностики, например, мультиспиральной компьютерной томографии, открыли новые перспективы в лечении.

По данным различных авторов, повреждения кисти составляют 25,4–57 % среди всех травм опорно-двигательного аппарата [4].

Практика хирургии кисти нуждается в разработке научно обоснованных, комплексных подходов к объему, характеру и последовательности хирургических вмешательств. Многообразие существующих методов реконструкции кисти, многоэтапность операций и незначительный функциональный и косметический эффекты создают необходимость дальнейшего усовершенствования способов восстановления травмированной кисти [7]. Актуальную и не конца разрешенную проблему представляет лечение внутрисуставных

дефектов, повреждений пальцев кисти и их последствий. Среди способов восстановления подвижности суставов пальцев кисти важное место занимает эндопротезирование. Не утратили актуальность проблемы, связанные со свойствами имплантатов, креплением, амплитудой движений, износоустойчивостью [2, 3]. Взаимодействие "имплантат–кость" также является важнейшим моментом для обеспечения оптимальной функции протеза.

В этой связи представляется целесообразной постановка задачи, направленной на усовершенствование известных и разработку новых способов замещения внутрисегментарных дефектов анатомических структур кисти, уточнение показаний и методик восстановления подвижности в суставах пальцев кисти с применением новых конструкций эндопротезов [4].

Цель – разработка способа определения уравнения оси костно-мозгового канала (КМК) трубчатых костей в контексте создания нового типа эндопротеза пястно-фалангового сустава кисти.

Под осью КМК диафизарных частей трубчатых костей будем понимать геометрическое место точек, равноудаленных от внутренней поверхности спонгиозной ткани или, при ее отсутствии, кортикальной ткани.

**Суть способа.** Предлагаемый способ состоит в описании оси КМК алгебраическим полиномом, коэффициенты которого вычисляются в результате итерационного процесса. Реализация способа предполагает использование в качестве исходных данных результатов томографического сканирования исследуемого объекта. Обработка данных производится на ПК с использованием разработанной программы и вычислительных возможностей современных систем компьютерной математики (СКМ).

Исходным материалом является центральное сечение трубчатой кости в сагиттальной плоскости, получаемое при мультиспиральном томографическом сканировании. Это – цифровое изображение, перенесенное из томографической установки на ПК.

На подготовительном этапе врачом-ортопедом в графическом редакторе, например, Paint, на изображении сечения кости точками обозначаются контуры КМК. Дальнейшая обработка исходной информации осуществляется в интерактивном режиме по разработанной программе в СКМ Wolfram Mathematica.

Получение уравнения оси канала осуществляется согласно алгоритму, схема которого представлена на рис. 1. Ниже приведено краткое пояснение шагов алгоритма.

1. Считывание координат контура в пикселях, пересчет в миллиметры согласно задаваемому при томографии соотношению между пикселями на изображении и миллиметрами реального объекта.

2. Аппроксимация контура КМК осуществляется сглаживающими сплайнами. Процедура встроена в СКМ Wolfram Mathematica. Получаем гладкую замкнутую кривую.

3. Определение степени полинома, аппроксимирующего ось КМК. Производится аппроксимация по методу наименьших квадратов точек контура полиномами со степенями от 2 до 9. Исследователем выбирается минимальная степень полинома исходя из визуально наблюдаемого равноотстояния кривой и контура канала.

4. В начальном приближении исследователем задается, желательно благоприятный для дальнейшего вычислительного процесса, угол наклона секущих прямых. Генерируется семейство параллельных секущих прямых.

5. Вычисляются координаты точек пересечения семейства секущих прямых и непрерывного замкнутого контура КМК. Вычисляются координаты точек оси КМК в нулевом приближении. Координаты точек оси канала аппроксимируются полиномом со степенью, выбранной на шаге 3.

Дальнейшие шаги вычислительного процесса от 6 до 9 выполняются в цикле. При этом происходит пошаговое уточнение координат точек оси канала и коэффициентов аппроксимирующего их полинома.

6. Разбиение оси КМК на участки равной длины. Координаты  $x_i$  точек разбиения вычисляются из условия

$$\int_{x_i}^{x_{i+1}} \sqrt{1 + y'^2} dx = \Delta L, \quad (1)$$

где  $y = y(x)$  – полином, описывающий ось канала, полученный на предыдущем этапе;  $\Delta L$  – заданная длина участка на оси канала.

7. Определяются уравнения нормалей к оси канала в точках границ участков, которые являются секущими линиями текущей итерации. Как известно, нормаль к кривой проходит через центр кривизны этой кривой в точке проведения нормали [1].

8. Вычисляются координаты точек пересечения секущих прямых и контура КМК; уточняются координаты точек оси КМК; точки оси канала аппроксимируются полиномом.

9. Вычисляется сумма расстояний между точками оси канала и аппроксимирующим их полиномом (сумма невязок). Расстояние между точкой оси канала и полиномом определяется вдоль нормали к полиному, проходящей через такую точку.

Производится сравнение сумм расстояний на текущей и предыдущей итерациях. В качестве критерия завершения вычислительного процесса выбрано изменение разности сумм расстояний между последующими итерациями менее чем на 1%. Если разница сумм превосходит эту величину, переходом к шагу 6 выполняется следующая итерация.

10. Визуализация и печать окончательных результатов.

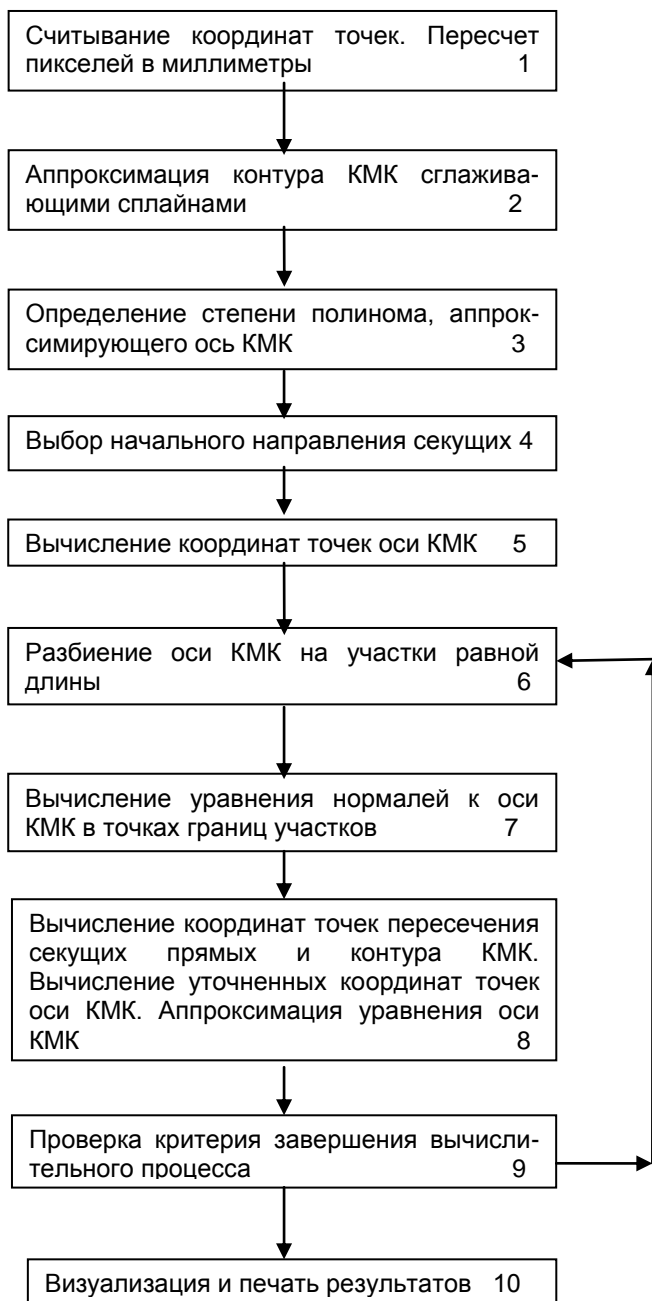


Рис. 1 – Схема алгоритма вычислений

Описанная итерационная процедура реализована в виде программы для СКМ Wolfram Mathematica.

**Тестовый пример.** В качестве тестового примера выбран контур, образованный двумя синусоидами, параллельно смещенными по вертикали на расстояние  $\pm 0,1$  от уравнения  $y(x) = \sin x$ ,  $x \in [0, 2\pi]$  и двумя шарообразными утолщениями на концах, имитирующими головки кости. Расставлены точки (68 шт.), отмечающие этот контур. Файл с координатами точек контура содержит исходные данные. На рис. 2 представлен результат выполнения шагов 1 и 2 описанного выше алгоритма.

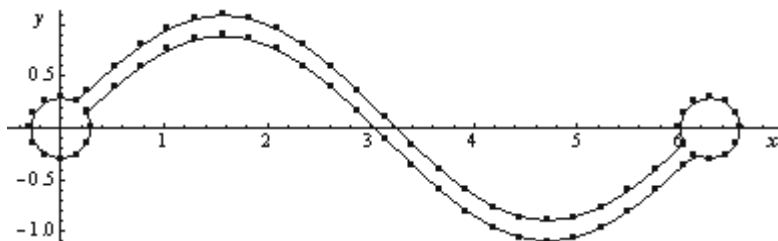


Рис. 2 – Точки, обозначающие контур и его описание сглаживающими сплайнами

Поскольку в рассматриваемом тестовом примере уравнение оси известно заранее, выбор степени аппроксимирующего полинома на шаге 3 производится на основании результатов аппроксимации не контура, а синусоиды. Полином пятой степени хорошо описывает уравнение  $y(x) = \sin x$  на интервале  $x \in [0, 2\pi]$ .

Угол наклона секущих при выполнении вычислений в нулевом приближении выбран равным  $80^\circ$ . Семейство параллельных секущих, точки их пересечения с границей контура, точки, образующие среднюю линию, аппроксимация точек средней линии полиномом выбранной степени представлены на рис. 3 (шаги 4 и 5 алгоритма).

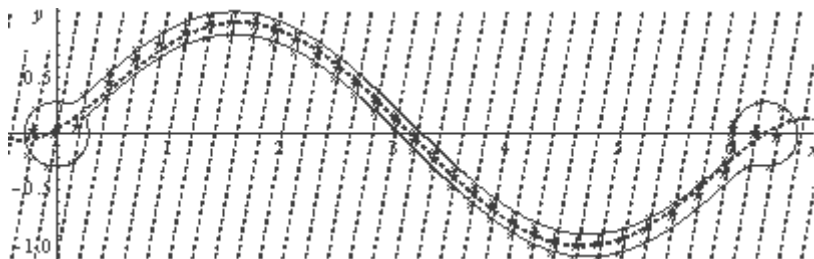


Рис. 3 – Определение оси контура на начальном приближении

На рис. 4 представлены результаты выполнения шагов 6 и 7 алгоритма при второй итерации. Кривая, изображающая ось контура,

полученная во время предыдущей итерации, разбита на равные участки (отмечены точками), на границах участков построены перпендикуляры и кривой.

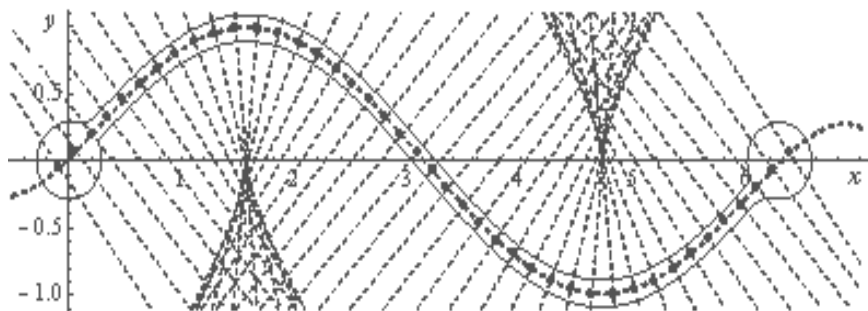


Рис. 4 – Результаты вычисления оси контура при второй итерации

Итерационный процесс быстро сходится. Различие между суммами расстояний между точками оси канала и аппроксимирующим их полиномом (суммами невязок) после пятой итерации составляет 0,0214 %, то есть условие окончания вычислительного процесса выполнено, различие же в суммах после шестой итерации составляет 0,0004 %. В программе реализован диалоговый режим, позволяющий продолжить вычислительный процесс после выполнения формального условия его завершения, или, в зависимости от обстоятельств, закончить его ранее выполнения этого условия. В качестве проверочного условия завершения итерационного процесса вычислялись разность между суммами квадратов невязок, которая составила 0,0775 % и 0,0001 % после пятой и шестой итераций соответственно. Заметим также, что каждый из коэффициентов аппроксимирующего полинома изменяется по сравнению с соответствующим коэффициентом предыдущей итерации на величину менее 1 %, начиная с четвертой итерации.

На рис. 5 представлена кривая, полученная в результате выполнения последней итерации, обозначенная сплошной линией, и синусоида, на основании которой строился контур (штриховая линия).

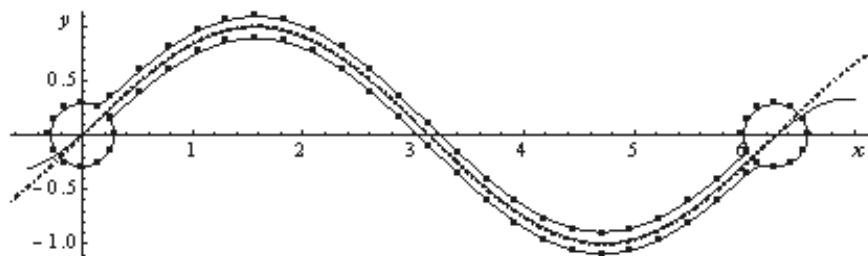


Рис. 5 – Результаты вычисления оси контура

Визуальные отклонения между ними заметны только на краях контура. Для практических целей эти различия важными не являются, поскольку зоны в местах головки кости подвергаются резекции при установке эндопротеза. Существенным является корректное вычисление оси КМК, что позволит в дальнейшем осуществить правильный выбор из разрабатываемого набора типоразмеров эндопротезов.

**Применение на практике.** Разработанный способ вычисления оси КМК применяется для изучения строения КМК пястных костей и проксимальных фаланг, составляющих пястно-фаланговые суставы II-IV пальцев. Анализ анатомических особенностей этих костей предусматривает последующую разработку эндопротеза нового типа.

Пястные кости являются короткими трубчатыми костями. С ладонной стороны тела пястных костей слегка вогнуты, с тыльной – немного выпуклы [6]. Фаланги пальцев также представляют собой короткие трубчатые кости. У II-IV пальцев различают проксимальные, средние и дистальные фаланги. Проксимальные фаланги самые длинные. Тела проксимальных и средних фаланг выпуклые в тыльную сторону и слабо вогнуты с ладонной стороны.

На рис. 6 представлен характерный томографический срез центральной сагиттальной плоскости II пястной кости большого.

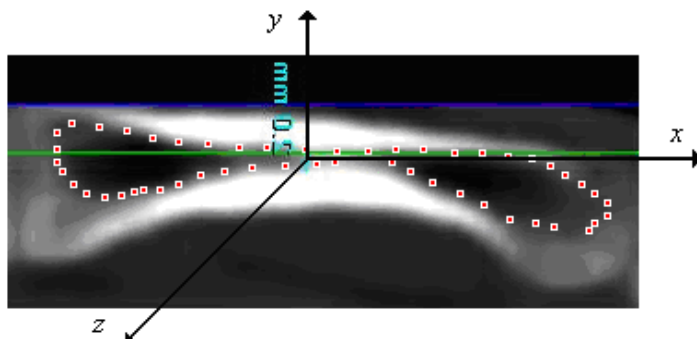


Рис. 6 – Томографический срез II пястной кости

Прямоугольная система координат расположена следующим образом: начало – посередине длины кости в месте ее сужения (по горизонтали) и посередине КМК (по вертикали); ось  $x$  – горизонтально в дистальном направлении; ось  $y$  – под прямым углом к оси  $x$  в направлении тыльной стороны ладони. В графическом редакторе на изображение нанесены точки, обозначающие границу КМК.

Согласно известному соотношению между пикселями на изображении и миллиметрами в реальности (определяется при томографии) произведен пересчет координат точек, составляющих контур КМК (пиксели), в миллиметры. Все последующие вычисления проведены в миллиметрах.

Вопрос об оценке точности измерений, производимых на изображениях рентгенограмм, рассматривался в [5], где, в частности, было установлено, что величина ошибки, возникающей при расстановке точек, определяющих границы объектов на рентгенограммах, не превосходит двух пикселей. В рассматриваемом практическом примере, согласно масштабному отрезку, отношение пикселей изображения к реальным миллиметрам кости составляет 5:1, то есть абсолютные ошибки не превышают 0,4 мм. Естественно предположить, что ошибки измерений, приводящие к расширению или сужению КМК являются случайными, не имеющими тенденции. Использование процедуры аппроксимации контура КМК системой сглаживающих сплайнов существенно уменьшает ошибки измерений, вносимые человеческим фактором. Применение итерационной процедуры вычисления оси еще более сгладит имеющиеся погрешности и они не будут иметь существенного практического значения.

При помощи функций СКМ Wolfram Mathematica производится сглаживание аппроксимируемыми сплайнами точек контура КМК. На рис. 7 приведены точки, обозначающие границу КМК и описывающий их замкнутый контур, построенный с помощью сглаживающих аппроксимирующих сплайнов.

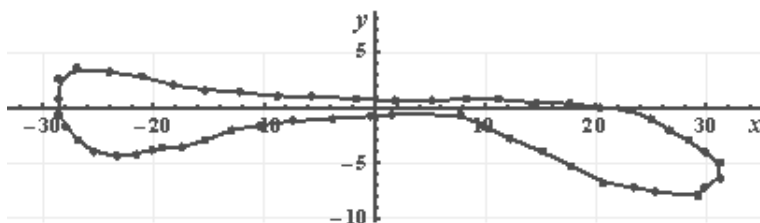


Рис. 7 – Контур КМК II пястной кости

Для первого сечения контура канала угол наклона секущих выбран равным  $90^\circ$ , шаг по оси  $x$  – 2 мм от дистального (-28 мм) до проксимального (30 мм) концов пястной кости. Результаты вычисления координат точек оси КМК представлены на рис. 8 символами \*.

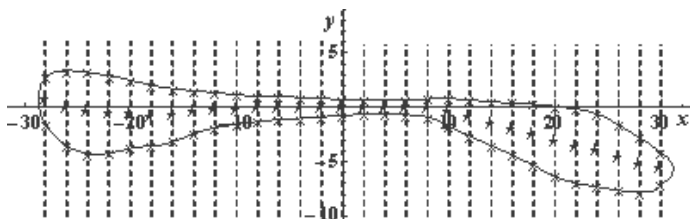


Рис. 8 – Сечение контура КМК параллельными прямыми

Результаты аппроксимации точек оси канала алгебраическим полиномом 3-й степени представлены на рис. 9.



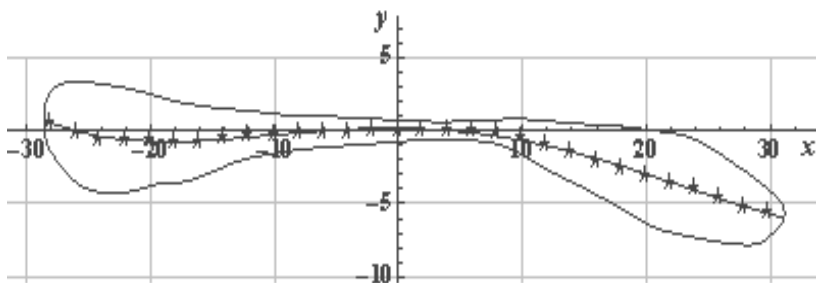


Рис. 9 – Контур КМК и его ось, полученная при первом сечении

Ось КМК, вычисленная после первого сечения, разбита на участки длиной 2 мм; через границы участков разбиения построены перпендикуляры к оси канала, являющиеся секущими на следующем этапе. Результаты вычисления точек канала после второго сечения контура представлены на рис. 10. Аппроксимация оси канала также выполнена алгебраическим полиномом 3-й степени.

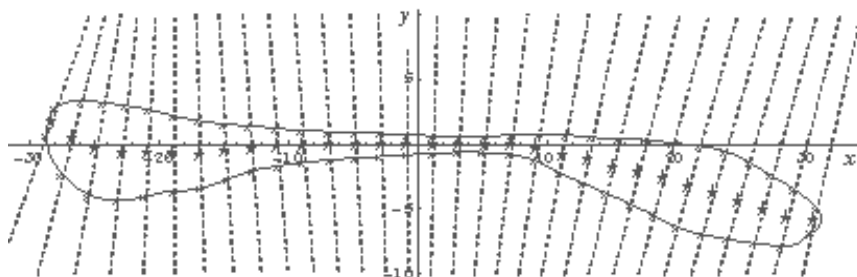


Рис. 10 – Сечение контура прямыми, перпендикулярными оси КМК

На рис. 11 представлен контур КМК и его окончательный вид его оси, полученный после пятой итерации.

Уравнение оси КМК для рассматриваемого практического примера имеет вид

$$-1,19 \times 10^{-4} x^3 - 3,83 \times 10^{-3} x^2 - 7,07 \times 10^{-3} x - 6,15 \times 10^{-2}. \quad (2)$$

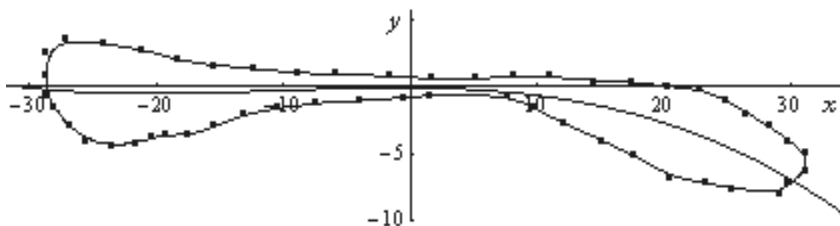


Рис. 11 – Контур и ось КМК

Уравнение оси КМК позволяет определить геометрические размеры эндопротеза, ножка которого в сагиттальной плоскости плотно прилегает к стенкам КМК. Это позволяет избежать нежелательных зазоров между ножкой эндопротеза и костной тканью, а также зон повышенных контактных напряжений. На рис. 12 величины  $h_i$  представляют собой расстояния между границами КМК, вычисляемые для любой точки оси. Величины  $a_i$  и  $b_i$  позволяют определить искривление ножки эндопротеза для произвольно выбранных сечений  $AA'$  и  $BB'$ .

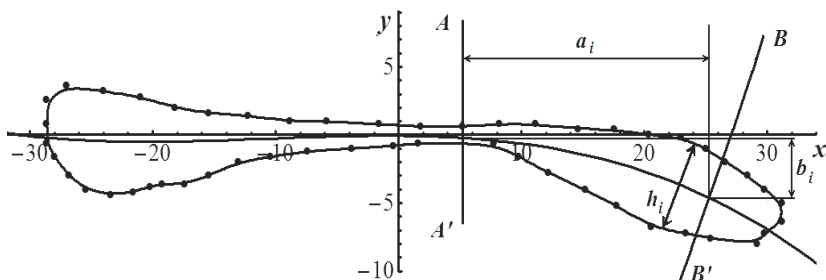


Рис. 12 - Схема определения размеров ножки эндопротеза

В рассматриваемом практическом примере величины  $h_i$  были вычислены по всей длине оси контура КМК. На основании этих данных и предположения о круговых поперечных сечениях построена пространственная модель КМК, приведенная на рис. 13.

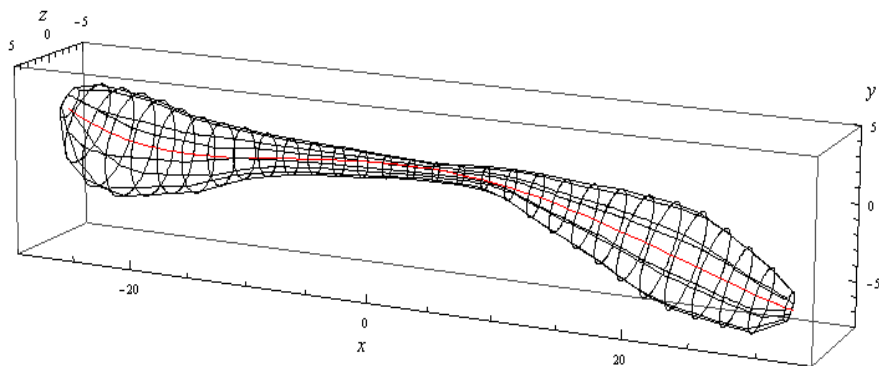


Рис. 13 - Пространственная модель КМК II пястной кости

Построенная пространственная модель КМК может рассматриваться как первое приближение довольно сложной реальной трехмерной формы КМК. Для дальнейшего уточнения пространственной модели КМК планируется изучение серии поперечных томографических срезов.

**Выводы.** 1. Предложен способ вычисления оси костно-мозгового канала трубчатых костей, основанный на компьютерной обработке центральных сагиттальных сечений, получаемых при мультиспиральной компьютерной томографии. Эффективность способа продемонстрирована на тестовом примере.

2. В практическом примере, на основе реальных томограмм из медицинской практики, вычислено уравнение оси костно-мозгового канала II пястной кости.

3. На основании полученного уравнения оси костно-мозгового канала вычислены геометрические размеры ножки эндопротеза, обеспечивающие плотное прилегание естественного и искусственного материалов и, следовательно, снижение контактных напряжений на границе кость-эндопротез.

4. На основании полученного уравнения оси построена трехмерная модель костно-мозгового канала.

5. Практическая значимость предложенного способа состоит в его дальнейшем использовании для изучения строения костно-мозгового канала костей, составляющих пястно-фаланговый сустав II-IV пальцев при разработке нового типа эндопротеза пястно-фаланговых суставов кисти.

Автор признателен д. м. н. Науменко Л. Ю. (Днепропетровская Государственная Медицинская Академия) и к. м. н. Маметьеву А. А. (ГУ "Украинский Государственный НИИ медико-социальных проблем инвалидности МЗ Украины") за предоставленные данные и конструктивное обсуждение статьи.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЕ ССЫЛКИ

1. **Бронштейн И. Н.** Справочник по математике для инженеров и учащихся втузов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – М. : Наука, 1981. – 720 с.

2. **Водянов Н. М.** Эндопротезирование и артропластика при последствиях поврежденных суставов пальцев: сб. науч. трудов / Н. М. Водянов, З. С. Овчинникова, С. И. Рябина // Ленинград, НИИТО им. Р. Р. Вредена. – Л., 1985. – С. 26–29.

3. **Короткова И. Л.** Эндопротезирование суставов пальцев у больных с посттравматическими деформациями кисти / И. Л. Короткова // Аппаратные методы лечения повреждений и заболеваний кисти. – Нижний Новгород, 1995. – С. 100–110.

4. **Науменко Л. Ю.** Реконструкция кисти и пальцев при травматических дефектах / Л. Ю. Науменко, Ю. Ю. Колонтай, Ф. А. Милославский, Н. Д. Головаха. – Д. : Пороги, 1997. – 460 с.

5. **Погребной О. В.** Оценка погрешности измерений при использовании метода компьютерного анализа рентгенограмм / О. В. Погребной // Проблеми обчислювальної механіки і міцності конструкцій: зб. наук. праць Днепропетр. нац. ун-ту. – Д. : Ліра, 2011. – Вип. 15. – С. 134–145.

6. **Сатин М. Р.** Анатомия человека: в 2 т.; под ред. М. Р. Сатина. – М. : Медицина, 1987. – Т. 1. – 288 с.

7. **Филатов В. И.** Реконструктивные операции при дефектах кисти на этапах подготовки к протезированию / В. И. Филатов, А. И. Болдырев // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1982. – № 2. – С. 54–57.

*О. В. Погрібний*

## **ЗНАХОДЖЕННЯ ВІСІ КІСТКО-МОЗКОВОГО КАНАЛУ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК ЗА ДАНИМИ МУЛЬТІСПІРАЛЬНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ**

Запропоновано засіб обчислювання вісі кістко-мозкового каналу трубчастих кісток, що базується на комп'ютерній обробці центральних сагітальних січень, що отримуються у мультіспіральної комп'ютерної томографії. Працездатність засобу продемонстрована на тестовому прикладі. У практичному прикладі обчислено рівняння вісі кістко-мозкового каналу II пястної кістки. Обчислені геометричні розміри ніжки єндопротезу, що забезпечують щільне прилягання природного та штучного матеріалів. Застосовуючи рівняння вісі, побудована тривимірова модель кістко-мозкового каналу.

*Ключові слова:* мультіспіральна комп'ютерна томографія, трубчаста кістка, кістко-мозковий канал, єндопротез, апроксимація, метод найменших квадратів.

*О. V. Pogrebnoy*

## **CALCULATION OF AXIS TUBULAR BONES MARROW CHANNEL ON THE BASE OF MULTISPIRAL COMPUTER TOMOGRAPHY**

The calculation method of marrow channel axis of tubular bones based on the computational analysis of central sagittal section that are obtained from multispiral computational tomography is proposed. The method efficiency is shown with the use of test example. The marrow channel axis of II bone metacarpus is calculated as a practical example. The sizes of endoprosthetic stem that provide a tight contact of natural and artificial substances are calculated. The 3-D model of marrow channel is constructed on the base of the axis.

*Keywords:* multispiral computational tomography, tubular bone, marrow channel, endoprosthetic, approximation, least square method.

The treatment of serious posttraumatic defects of bone is one of the most complicated problems of contemporary traumatology and orthopedy and has the enormous social-economical value.

The development of hand surgery, effective use of modern technique of operational treatment, application of microsurgery, wide distribution of diagnostics computer methods, for example, multispiral computer tomography gave new wide prospects.

In accordance with different authors the part of the hand damages is from 25,4 % to 57 % of all traumas of the locomotor apparatus [4].

The treatment of inner joint defects, digit damages and its consequences is important not completely solved problem. The placing of endoprosthetic is the wide spread method of hand joint mobility rehabilitation. The problems of implantant properties, its mounting, wearproof and amplitude of motion are actual now [2, 3, 7]. The interaction "implantat-bone" is a major part of endoprosthetic optimal function.

The problem of improvement of well-known replacement methods of hand anatomical structures, development of new ones and accurate definition of hand joint mobility rehabilitation method with using a new construction of endoprosthetic is very important now [4].

The carrying out of method of axis calculation of tubular bone marrow channel with the purpose of construction of a new type of metacarpus-phalange joint endoprosthesis is the aim of this investigation.

The axis of marrow channel of tubular bone is a geometrical place of points with equal distance of substantia spongiosa inner surface. If substantia spongiosa is absent the distances are calculated from cortical bone.

The essence of proposed method is an assumption of adequacy description of the axis by an algebraic polynomial. The polynomial coefficients will be obtained as a result of iterative process. The initial data are the results of multispiral computer tomography. The data processing is fulfilled by personal computer with the use of worked out computer code and possibilities of modern system of computer mathematics.

The initial data are the tubular bone central section in sagittal plane. The contour of marrow channel is marked on the image with the use of set of points by experienced physician. Approximation of these points is fulfilled by Bezier polynomials. The scheme of calculational algorithm and its detailed description are presented. The least square method is used in this algorithm. The minimal polynomial degree is defined by investigator on the base of result comparison with different degrees. The equations of normals to the axis bone marrow that pass through the curvature centre of axis through chosen points are used [1].

The method accuracy is proved by means of a test example. The iterative process converged quickly. It is sufficient six iterations to obtain chosen precision of coefficients.

The practical example is based on the calculation of the axis bone marrow of II bone metacarpus. The bones metacarpus II-IV are short tubular bones. The bodies of bones metacarpus have certain concavities from the palm side and certain convexities from the rear side. The digit phalanges are short tubular bones too. The II-IV digits have proximal, mean and distal phalanges. The proximal phalanges are the longest. The metacarpus heads and proximal phalange ones form the metacarpus-phalange joints [6].

The image of central sagittal section of this bone has been obtained by multispiral computer tomography. The following calculations are made in millimetres according to the dependence between pixels of image and millimetres of real bone which has been defined by tomographical scanning.

The estimation of measurement precision that fulfilled on roengenograms was discussed in [5]. It was determined that investigator errors did not exceed two pixels. In this case, taking into account that the dependence pixels-millimeters is 5:1, the absolute errors do not exceed 0.4 mm. The approximation of these points that mark the marrow channel by Bezier polynomials decreases the errors essentially.

The results with chosen precision were achieved after five iterations. The image of sagittal section, contour of bone marrow, final result of the axis are presented in fig. 1. The 3-D model of bone marrow of II bone metacarpus constructed on the base of axis bone marrow is presented.

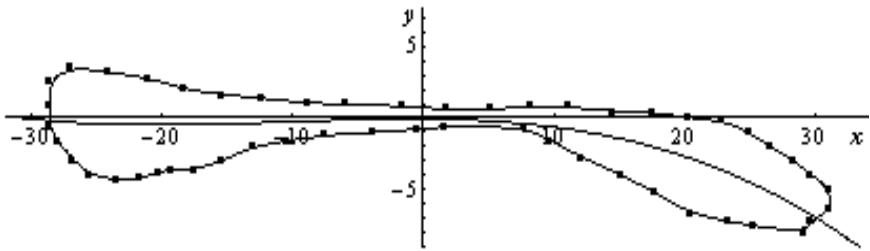


Fig. 1 – Contour of bone marrow and axis

**Conclusions.** 1. The calculation method of tubular marrow bones channel axis is proposed. The method is based on the computer analysis of central sagittal sections obtained by multispiral computer tomography. The method accuracy is proved by means of the test example.

2. The equation of bone marrow channel is calculated for the practical case on the base of section of II bone metacarpus.

3. The geometrical parameters of endoprosthetic stem with implantat-bone tight contact are calculated on the base of equation of bone marrow channel.

4. 3-D model of bone marrow channel was constructed.

5. The practical value of proposed method consists in its application during future investigation of structure of bones that composed metacarpus-phalange joints with the purpose of development new type of endoprosthetic.

## REFERENCES

1. **Bronshstein I. N.** Mathematical reference book for engineers and students // I. N. Bronshstein, K. A. Semendiaev. – M. : Nauka, 1981. – 720 p. (in Russian)
2. **Vodjanov N. M.** Endoprosthetic and arthroplastic at consequences the damages of digit joints / N. M. Vodjanov, Z. S. Ovchinnikova, S. I. Rjabinan // Collection of scientific works, Leningrad, NIITO named after R. R. Vreden. – Leningrad, 1985. – P. 26–29 (in Russian).
3. **Korotkova I. L.** Endoprosthetic of digit joints of patients with posttraumatic deformations of hand / I. L. Korotkova // Apparatus methods of treatment of damages and diseases of hand. – Nizhnij Novgorod, 1985. – P. 100–110 (in Russian).
4. **Naumenko L. U.** Surgery of hand damages. Reconstruction of hand and digits under traumatic defects / U. U. Kolontaj, L. U. Naumenko, F. A. Miloslavskij, N. D. Golovaha. – D. : Porogy, 1997. – 460 p. (in Russian)
5. **Pogrebnoy O. V.** Estimation of measurement errors by use of computer method for roentgenogram analysis / O. V. Pogrebnoy // Problems of mechanics and strength of structures: Collection of scientific works. – D. : Lira, 2011. – Vol. 15, – P. 134 – 145 (in Russian).
6. **Satin M. R.** Human Anatomy. Vol. 1 // Under editing M.R. Satin. – M. : Medisina, 1987. – 288 p. (in Russian)
7. **Filatov V. I.** Reconstructive surgery under the hand defects during the preparative stages for prosthetic / V.I. Filatov, A.I. Boldyrev // Orthopedy, traumatology and prosthetic. – 1982. – № 2. – P. 54–57 (in Russian).

*Днепропетровский национальный университет им. Олесь Гончара, Днепропетровск, Украина*

*Надійшла до редколегії 16.12.2013*