

МИНОБРНАУКИ РОССИИ  
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования  
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМЕНИ Н. Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

**МЕТОДЫ СТРУКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ: КТ И МРТ**  
**РЕФЕРАТ**

студента 2 курса 211 группы  
направления 02.03.02 — Фундаментальная информатика и информационные  
технологии  
факультета КНиИТ  
Коновалова Александра Сергеевича

Проверено:

доцент, к. ф.-м. н.

\_\_\_\_\_

О. А. Черкасова

Саратов 2024

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	3
1 История создания и важные достижения .....	4
1.1 Открытие рентгеновских лучей и их применение в медицине (КТ) .	4
1.2 Развитие теории магнитного резонанса и создание МРТ .....	6
2 Физическая основа компьютерной томографии (КТ) .....	8
2.1 Принцип ослабления рентгеновского излучения .....	8
2.2 Конструкция рентгеновской трубки и процесс сканирования .....	8
2.3 Математическая обработка данных .....	9
2.4 Коэффициенты ослабления для различных тканей .....	9
2.5 Преимущества и особенности метода .....	9
3 Физические основы магнитно-резонансной томографии .....	10
3.1 Взаимодействие протонов водорода с внешним магнитным полем ..	10
3.2 Влияние радиочастотного импульса и формирование сигнала .....	11
3.3 Использование градиентов магнитного поля для локализации сигнала .....	12
3.4 Типы последовательностей и качество изображения .....	12
4 Сравнительный анализ КТ и МРТ .....	13
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	16
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ .....	16

## **ВВЕДЕНИЕ**

## **1 История создания и важные достижения**

### **1.1 Открытие рентгеновских лучей и их применение в медицине (КТ)**

Открытие рентгеновских лучей Вильгельмом Рентгеном в 1895 году совершило революцию в медицинской диагностике. Используя катодные лучи, он впервые наблюдал новое излучение, которое могло проникать через различные вещества, включая ткани человека, и создавать на фотопластинке теневое изображение плотных структур, таких как кости. Этот эффект, основанный на разности в поглощении рентгеновского излучения различными материалами, стал основой рентгенографии и заложил базу для более сложных методов, таких как компьютерная томография (КТ)[1].

Рентгеновские лучи представляют собой высокоэнергетические электромагнитные волны с длиной волны от 0,01 до 10 нанометров, что позволяет им проходить через мягкие ткани организма, поглощаясь при этом более плотными структурами. Это явление стало основой для дифференциации тканей на рентгеновском изображении, где кости выглядят более светлыми, а мягкие ткани более тёмными[1].

С появлением компьютерной томографии (КТ) в 1970-х годах открылись новые возможности. Метод КТ использует принцип послойного сканирования организма с помощью множества рентгеновских проекций под разными углами, что позволяет получать трёхмерные изображения. Этот метод разрабатывался физиками Алланом Кормаком и Годфри Хаунсфилдом, которые внесли решающий вклад в алгоритмы реконструкции изображений. Хаунсфилд впервые применил технологию КТ для медицинской диагностики, сосредоточив внимание на исследованиях головного мозга и черепа[1]. Так, самые первые аппараты первого поколения, которые появились в 1973 году, были пошаговыми. В томографе была всего одна рентгеновская трубка, которая была направлена на один детектор. Один оборот позволял получить изображение одного слоя. Во втором поколении томографов за основу брался веерный тип конструкции, при котором напротив трубки устанавливалось несколько детекторов. Время обработки изображения занимало не 4-5 минут, как в случае аппаратов первого поколения, а значительно меньше - порядка 20 секунд.

Третье поколение КТ-аппаратов ввело термин спиральной компьютерной томографии. История спиральной КТ берет свое начало с 1988 года, когда компанией Siemens Medical Solutions был предложен первый спиральный томограф.

Принцип работы аппарата основан на одновременном вращении рентгеновской трубки, которая генерирует излучение, и непрерывного движения стола, на котором лежит пациент, вокруг продольной оси сканирования. При такой комбинации траектория движения трубки относительно направления движения стола принимает форму спирали. Такая технология сделала возможным сократить время исследования и уменьшить лучевую нагрузку на организм пациента.

Несколькими годами позже, в 1992 году, компанией Elscint Co был предложен метод мультиспиральной КТ – МСКТ. Главным отличием такой томографии стало наличие не одного, а двух и более детекторов. В этом году был представлен первый двухсрезовый МСКТ томограф, обладающий двумя рядами детекторов, а в 1998 году - четырехсрезовые с 4-мя рядами соответственно. Помимо количества детекторов также было увеличено число оборотов трубки до двух раз в секунду, что сделало возможным еще больше снизить время обследования и повысить качество изображения. Метод МСКТ стал стремительно развиваться, и в начале XXI века, в 2004-2005 гг. были представлены 32-, 64-, 128- срезовые томографы.

В 2007 году компанией Toshiba были сконструированы 320-срезовые МСКТ-томографы, которые стали новым этапом развития метода КТ. Такое оборудование позволяет не только получать высокоинформативные изображения, но и буквально в реальном времени наблюдать за процессами, происходящими в сердце и головном мозге. МСКТ помимо уменьшения времени и лучевой нагрузки на пациента имеет ряд преимуществ перед методом спиральной КТ: увеличение зоны анатомического покрытия, скорости сканирования, отношения сигнал/шум, улучшение контрастного разрешения.

Компьютерная томография привела к важным улучшениям диагностики благодаря возможности получения срезов тканей, что помогло значительно повысить разрешение и детализацию изображений. Использование метода компьютерной томографии совершило революционный переворот в диагностике, особенно при исследовании заболеваний нервной системы. Этот метод значительно увеличил точность диагностики и стал особенно важен для исследования сложных анатомических структур, таких как головной мозг и органы грудной клетки.[1]

## 1.2 Развитие теории магнитного резонанса и создание МРТ

В 1945 году две группы физиков, работающих независимо друг от друга — Пурселл Ричард, Тори и Паунд в Гарвардском университете, а Блох Феликс, Хансен и Паккард — в Станфордском, впервые успешно наблюдали явление ядерно-магнитного резонанса в твердых телах и жидкостях. Их усилиями были заложены основы теории магнитного резонанса. В своих экспериментах они продемонстрировали, что атомные ядра, помещенные в сильное магнитное поле, могут поглощать и затем излучать радиоволны. Этот феномен получил название ядерного магнитного резонанса (ЯМР). За открытие феномена ядерно-магнитного резонанса Пурселл и Блох были удостоены Нобелевской премии в 1952 г., что подчёркивает значимость этого открытия для физики и медицины[2].

Для медицины это стало поворотным моментом, так как на основе ЯМР удалось разработать метод получения изображений мягких тканей, что ранее было невозможно с использованием рентгеновских лучей. "Годом основания магнитно-резонансной томографии принято считать 1973 год, когда профессор химии и радиологии из Нью-Йоркского университета Стони Брук — Пол Лотербур, опубликовал в журнале Nature статью «Создание изображения с помощью индуцированного локального взаимодействия: примеры на основе магнитного резонанса», в которой были представлены трехмерные изображения объектов, полученные по спектрам протонного магнитного резонанса воды из этих объектов. Эта работа и легла в основу метода магнитной резонансной томографии (МРТ). Позже доктор Питер Мэнсфилд усовершенствовал математические алгоритмы получения изображения."(<https://spbkbbran.ru/ru/mrthistory/>) Лаутербур и Мэнсфилд были награждены Нобелевской премией в 2003 году за их вклад в разработку МРТ подчёркивается важность их работы для медицины и науки[2].

В 1980 году Эдельштейн с сотрудниками, используя этот метод, продемонстрировали отображение человеческого тела. Для получения одного изображения требовалось приблизительно 5 минут. К 1986 году время отображения было снижено до 5 секунд без какой-либо значимой потери качества. В том же году был создан ЯМР-микроскоп, который позволял добиваться разрешения 10 мкм на образцах размером в 1 см. В 1988 году Думоулин усовершенствовал МР-ангиографию, которая делала возможным отображение текущей крови без применения контрастных агентов. В 1989 году был представлен метод планарной

томографии, который позволял захватывать изображения с видеочастотами (30 мс).(<https://spbkbbran.ru/ru/mrthistory/>)

МРТ позволяет получать изображения с высокой контрастностью между различными типами мягких тканей, таких как мышцы, связки и головной мозг. Это стало возможным благодаря двум основным процессам релаксации — T1 и T2, которые происходят после воздействия радиочастотного импульса на ядра водорода. T1-релаксация связана с восстановлением продольного магнитного вектора, а T2-релаксация — с потерей фазового согласования поперечных компонент магнитного вектора. Эти процессы зависят от состава и плотности тканей, что делает МРТ чувствительным методом для исследования анатомии и патологии различных органов[2].

Современные МРТ-аппараты обеспечивают возможность получения изображений с высоким разрешением и контрастом, что особенно полезно для диагностики заболеваний центральной нервной системы и других мягкотканых структур. МРТ продолжает развиваться и играет ключевую роль в медицинской практике, обеспечивая точность и неинвазивность диагностики[2].

## **2 Физическая основа компьютерной томографии (КТ)**

Компьютерная томография (КТ) — это передовой метод визуализации, позволяющий получать послойные изображения организма с помощью рентгеновского излучения. В отличие от традиционной рентгенографии, КТ позволяет исследовать тело посрезово, обеспечивая высокую детализацию анатомических структур. Основным принцип компьютерной томографии заключается в измерении ослабления рентгеновского излучения, проходящего через тело пациента под различными углами[1].

### **2.1 Принцип ослабления рентгеновского излучения**

Ключевая физическая основа метода заключается в законе экспоненциального ослабления, который описывает процесс уменьшения интенсивности рентгеновского излучения при его прохождении через различные ткани организма. Данный процесс подчиняется следующей формуле:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

где  $I$  — интенсивность излучения после прохождения через ткань,  $I_0$  — его начальная интенсивность,  $\mu$  — коэффициент ослабления, а  $x$  — толщина тонкого слоя однородной среды.

Значения коэффициента ослабления рентгеновского излучения существенно отличаются для костей, мягких тканей и полостей, что и определяет их визуальное различие на КТ-снимках[1].

### **2.2 Конструкция рентгеновской трубки и процесс сканирования**

Компьютерная томография основывается на особой конструкции рентгеновской трубки и детекторов. В процессе сканирования рентгеновская трубка вращается вокруг пациента, создавая множество проекций излучения, которые фиксируются системой детекторов, расположенных напротив трубки. Эти данные затем подвергаются компьютерной обработке, что позволяет построить изображение среза. В современных КТ-аппаратах применяется технология спирального сканирования, при которой трубка и детекторы непрерывно вращаются, а стол с пациентом плавно продвигается через сканер. Это сокращает время процедуры и снижает лучевую нагрузку на пациента[1].



## **2.3 Математическая обработка данных**

Для создания изображения собранные данные необходимо подвергнуть математической обработке. Суть метода заключается в решении обратной задачи, предложенной математиком И. Радонем. Использование алгоритмов Радона позволяет получать точные изображения, основанные на данных, собранных с разных углов. В этом процессе выделяют несколько этапов: сбор данных о проекциях, их математическая обработка и формирование конечного изображения. Благодаря этому создаются послойные изображения в виде трехмерных элементов объема — вокселей, каждый из которых характеризуется своим коэффициентом ослабления[1].

## **2.4 Коэффициенты ослабления для различных тканей**

Различные ткани организма поглощают рентгеновское излучение по-разному, что позволяет дифференцировать их на изображениях. Коэффициент поглощения костей может в 150 раз превышать коэффициент поглощения мягких тканей, что обеспечивает четкую видимость костей на фоне мягких тканей. Для усиления контраста вводятся специальные контрастные вещества, такие как йодсодержащие препараты, которые используются для исследования сосудов и других структур, поскольку обладают высоким атомным номером и сильно поглощают рентгеновские лучи.

## **2.5 Преимущества и особенности метода**

Одним из ключевых преимуществ КТ перед обычной рентгенографией является получение срезовых изображений, которые исключают наложение разных тканей. Это делает метод незаменимым для точной диагностики, особенно в нейрохирургии и онкологии. КТ позволяет получать трехмерные реконструкции, визуализируя анатомические структуры с высокой точностью. Использование КТ требует контроля дозы облучения, и современные аппараты оснащены специализированными режимами сканирования, которые снижают облучение, сохраняя при этом детальность изображения.

### 3 Физические основы магнитно-резонансной томографии

Магнитно-резонансная томография (МРТ) — метод визуализации, основанный на ядерном магнитном резонансе (ЯМР). ЯМР наблюдается, когда ядра с ненулевым спином (собственный момент количества движения (момент импульса) элементарных частиц, имеющий квантовую природу и не связанный с их перемещением в пространстве как целого), такие как протоны водорода, поглощают радиочастотные волны при определённых условиях, что вызывает изменение ориентации их магнитных моментов. Протоны водорода особенно полезны для МРТ из-за их обилия в организме в виде молекул воды и жира. ЯМР является результатом взаимодействия между внешним магнитным полем и магнитным моментом ядер, которые ориентируются вдоль или против поля, создавая два возможных энергетических уровня[1].

Процесс, при котором протоны переходят из одного энергетического уровня в другой при воздействии магнитного поля, объясняется понятием ларморовской прецессии. **Ларморовская прецессия** — прецессия (вращение как целого) магнитного момента электронов, атомного ядра и атомов вокруг вектора внешнего магнитного поля. Ларморовская частота, определяющая частоту прецессии в зависимости от напряжённости магнитного поля, является ключевой для настройки радиочастотных импульсов. Она рассчитывается по формуле:

$$\omega = \gamma B_0,$$

где  $\omega$  — частота прецессии,  $\gamma$  — гиромагнитное отношение (специфическое для каждого типа ядер),  $B_0$  — напряжённость магнитного поля.

Для протонов водорода гиромагнитное отношение составляет около 42,58 МГц/Тл, что позволяет использовать поля в диапазоне 1,5–3 Тл в клинической практике[1].

#### 3.1 Взаимодействие протонов водорода с внешним магнитным полем

Для создания изображения МРТ используется взаимодействие протонов водорода, которые составляют значительную часть тканей организма, с внешним магнитным полем. В обычных условиях магнитные моменты протонов хаотически ориентированы, но при наличии магнитного поля они стремятся выстроиться вдоль или против направления поля. Это приводит к появлению макроскопической намагниченности вдоль оси поля, создавая измеримый магнитный

момент, который становится основой для регистрации сигнала[1].

Энергетическое распределение магнитных моментов протонов между двумя состояниями можно объяснить законом распределения Больцмана, который говорит, что количество протонов, ориентированных по полю, немного больше тех, что против поля. Эта разница в числе протонов создаёт слабую намагниченность, которую фиксирует аппарат. В условиях слабого магнитного поля эта намагниченность незначительна, но при высоких полях, как в МРТ, она становится достаточно большой для создания диагностически значимого сигнала[1].

### 3.2 Влияние радиочастотного импульса и формирование сигнала

Для создания контрастного изображения протоны возбуждаются с помощью радиочастотного импульса, который заставляет их переходить на более высокий энергетический уровень. После того как РЧ-импульс отключается, протоны возвращаются в исходное состояние, испуская энергию в виде сигнала, который улавливается приёмником МРТ. Процесс возврата протонов в исходное состояние называется релаксацией и делится на два типа: продольную (T1) и поперечную (T2) релаксацию, каждый из которых имеет диагностическое значение[1].

Продольная релаксация (T1) характеризует скорость восстановления намагниченности вдоль оси внешнего поля, а поперечная релаксация (T2) — скорость потери намагниченности в поперечной плоскости. Эти процессы описываются формулами:

Для продольной релаксации:

$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right),$$

где  $M_z$  — продольная намагниченность в момент времени  $t$ ,  $M_0$  — максимальная намагниченность,  $T_1$  — время продольной релаксации.

Этот процесс зависит от свойств тканей, поэтому различные ткани имеют разные значения  $T_1$ , что позволяет различать их на изображении[1].

Для поперечной релаксации:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}},$$

где  $M_{xy}$  — поперечная намагниченность,  $T_2$  — время, за которое сигнал

ослабевает из-за взаимодействий между спинами.

Различия в T2-релаксации дают информацию о физических и химических различиях между тканями, что обеспечивает контраст на изображениях[1].

### **3.3 Использование градиентов магнитного поля для локализации сигнала**

Для получения точного изображения используются градиенты магнитного поля(изменение магнитного поля в зависимости от положения), которые обеспечивают пространственную локализацию сигнала. Градиенты создают изменяющуюся частоту прецессии по оси X, Y и Z, что позволяет различать сигналы от разных точек тела. Градиенты, изменяя частоту Лармора в зависимости от положения, позволяют сфокусироваться на определённых срезах, что значительно улучшает пространственное разрешение. Путём применения градиентов можно выбирать толщину среза, направление и масштаб изображения[1].

### **3.4 Типы последовательностей и качество изображения**

Качество изображения в МРТ зависит от выбранных последовательностей импульсов, которые позволяют настраивать параметры съёмки для разных типов тканей и целей исследования. Существует несколько типов последовательностей, таких как спиновое эхо и градиентное эхо, которые используются для оптимизации контраста и разрешения. Последовательности спинного эха обеспечивают более чёткие изображения за счёт компенсации неоднородностей магнитного поля, тогда как градиентное эхо позволяет получать изображения с высоким разрешением за меньшее время[1].

Последовательности спинного эха используются для повышения точности при изучении мягких тканей, таких как головной мозг и внутренние органы, а градиентное эхо — для быстрого сканирования и оценки движения, например, при кардиологических исследованиях.

#### 4 Сравнительный анализ КТ и МРТ

Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография являются одними из наиболее значимых технологий в медицинской визуализации, и их конструктивные элементы напрямую отражают физические принципы, лежащие в основе этих методов.

**Компьютерная томография** основывается на рентгеновском излучении, что требует особой конструкции, обеспечивающей генерацию рентгеновских лучей, их детектирование и последующую обработку для построения изображений. Центральным компонентом КТ-аппарата является рентгеновская трубка, внутри которой находятся анод и катод. Под высоким напряжением электроны катода ускоряются и направляются к аноду, изготовленному из вольфрама, где при столкновении их энергия преобразуется в рентгеновское излучение. Большая часть этой энергии превращается в тепло, что требует применения мощной системы охлаждения для анода. Энергия рентгеновских фотонов определяется напряжением на катоде и материалом анода, а сам рентгеновский пучок ослабляется при прохождении через ткани, в зависимости от их плотности и состава. Этот процесс формирования контраста и составляет основу изображения, на котором различаются плотные ткани, такие как кости, и мягкие ткани, поглощающие излучение в меньшей степени[1].

Для регистрации рентгеновских лучей КТ использует кольцо детекторов, которое окружает тело пациента. Современные системы включают несколько рядов детекторов, которые преобразуют энергию фотонов в электрические сигналы. Обычно используются ксеноновые камеры или люминесцентные кристаллы, работающие в сочетании с фотоэлектронными умножителями. Совместно с детекторами система включает коллиматоры, ограничивающие пучок излучения и снижающие рассеивание, что уменьшает облучение пациента и повышает контраст изображения. Коллиматоры, регулируемые диафрагмами, контролируют ширину пучка, формируя узкий веерообразный поток лучей, необходимый для создания срезов с высоким разрешением[1].

После регистрации данных КТ-сканером компьютер выполняет математические преобразования. Излучение, ослабленное при прохождении через тело, переводится в так называемые КТ-числа, которые соответствуют различным уровням плотности тканей в единицах Хаунсфилда. Эти данные обрабатываются через алгоритмы обратной проекции, основанные на преобразовании Радона

на, что позволяет построить поперечные срезы структуры тела. Современные мультidetекторные системы КТ также поддерживают спиральное сканирование, которое создаёт последовательные срезы в течение непрерывного движения рентгеновской трубки вокруг пациента и позволяет получать объёмные реконструкции органов и тканей[1].

**Магнитно-резонансная томография** работает на основе совершенно другого физического принципа — ядерного магнитного резонанса (ЯМР). В основе МРТ лежит взаимодействие атомных ядер с магнитными полями. Центральным элементом МР-томографа является главный магнит, который создаёт постоянное магнитное поле, обычно с напряжённостью от 1,5 до 3 Тесла. Под воздействием этого поля протоны водорода в теле пациента ориентируются в одном направлении и начинают прецессировать с определённой частотой, зависящей от силы магнитного поля. Магниты могут быть сверхпроводящими, что позволяет поддерживать стабильное магнитное поле с минимальными энергетическими потерями. Такие магниты требуют охлаждения до крайне низких температур, достигаемых при помощи жидкого гелия[1].

Для создания изображения в МРТ используются также градиентные катушки, которые накладывают на основное магнитное поле дополнительные поля, изменяющиеся по трём осям. Эти изменения позволяют чётко определять положение прецессирующих протонов в пространстве, что делает возможным построение послойных изображений тела. Градиенты магнитного поля позволяют избирательно выделять конкретные срезы тела, и поэтому могут быть настроены для получения изображений в различных плоскостях, что особенно полезно для трёхмерной визуализации[1].

Радиочастотные (РЧ) катушки, являющиеся неотъемлемой частью МРТ, испускают импульсы радиоволн, которые приводят протоны в возбуждённое состояние. После окончания действия импульса протоны возвращаются в начальное состояние, излучая при этом энергию, которая регистрируется катушками. Время, за которое протоны восстанавливаются, зависит от типа ткани, что позволяет различать ткани на основе времён T1- и T2-релаксации. Эти свойства обеспечивают уникальные возможности МРТ для визуализации мягких тканей, таких как мышцы, мозг и связки, поскольку различия в контрасте, получаемом при МРТ, зависят от различий плотности водорода и времени релаксации в разных тканях[1].

Компьютерные системы, применяемые в МРТ, обрабатывают собранные данные, используя преобразования Фурье для анализа сигналов из разных областей пространства. Результат этих расчётов представляет собой изображения срезов тела, построенные в различных проекциях и плоскостях, что даёт возможность получать детализированные изображения сложных структур организма без ионизирующего излучения. МРТ позволяет с высокой точностью исследовать мягкотканые структуры и является предпочтительным методом для диагностики в неврологии и онкологии[1].

Таким образом, конструкции КТ и МРТ сканеров отличаются в зависимости от физических принципов, лежащих в основе их работы. Компьютерная томография позволяет получать высококачественные изображения твёрдых тканей и обладает высокой скоростью сканирования, тогда как магнитно-резонансная томография обеспечивает превосходный контраст мягких тканей и является безопасной за счёт отсутствия ионизирующего излучения.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ



- 9 Spectroscopy and Excitation Dynamics of Condensed Molecular Systems / Ed.  
by V. M. Agranovich, R. M. Hochstrasser. — Modern Problems in Condensed  
Matter Sciences. Amsterdam: North-Holland, 1983.
- 10 InP Basic Parameters at 300 K [n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S] // Electronic archive New Semiconductor Materials. Char-  
acteristics and Properties / Ioffe Physico-Technical Institute. — St. Petersburg,  
2001. — URL: <http://www.ioffe.rssi.ru/SVA/NSM/Semicond/InP/basic.html>  
(n̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S 01.11.2009). n̄Sn̄Sn̄Sn̄S. n̄S  
n̄Sn̄Sn̄S. n̄Sn̄S. n̄Sn̄Sn̄Sn̄S.
- 11 n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S, n. n. n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S-  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S-  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄S  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S: Ph.D. thesis / n̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄S. n̄S. n̄S. n̄Sn̄Sn̄S-  
n̄Sn̄Sn̄S. — 1996.
- 12 n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S, n. n. n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S  
n̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S-  
n̄Sn̄S n̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄S-  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄S. — 2008.
- 13 Perelman, G. Finite extinction time for the solutions to the ricci flow on certain  
three-manifolds / G. Perelman.
- 14 Nielsen, E. A configuration interaction analysis of exchange in double quantum  
dots / E. Nielsen, R. P. Muller.
- 15 n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S, n. n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S n̄Sn̄Sn̄S  
n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S / п. n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S-  
n̄S, п. n̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄Sn̄S. — н̄S.: n̄Sn̄Sn̄S, 1987.