

МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ
КАТЕДРА ПО УНГ БОЛЕСТИ

Д-Р ТОДОР СИМЕОНОВ ШИРОВ

СТАБИЛОМЕТРИЯ В НОРМА И ПАТОЛОГИЯ

Дисертационен труд за присъждане на образователна и
научна степен „Доктор”

Научна специалност:
03.01.35 оториноларингология

Научен ръководител: проф. д-р Дичо Димов, дмн

Рецензенти: Проф. д-р Александър Карапанчев, дмн
Доц. д-р Валентин Стоянов, дм

С О Ф И Я
2012

СЪДЪРЖАНИЕ

Използвани съкращения	5
1. Въведение.....	7
2. Литературен обзор.....	9
2.1. Терминологични уточнения.....	9
2.2. Отоневрологични аспекти на равновесната функция и нейното регулиране.....	10
2.2.1. Същност на равновесната функция.....	10
2.2.2. Очни рефлекси.....	11
2.2.3. Постурални рефлекси.....	11
2.2.4. Сензорна аферентация.....	16
2.2.5. Централни механизми.....	22
2.3. Същност на стабилометрията и други съвременни стабилометрични методи.....	26
2.3.1. Romberg- тест и други вестибулоспинални тестове.....	26
2.3.2. Конвенционална стабилометрия.....	29
2.3.3. Разновидности на конвенционалната стабилометрия.....	33
2.3.4. Използвани параметри.....	35
2.3.5. Референтни стойности.....	38
2.4. Приложение на стабилометрията в научната и клинична практика.....	40
2.4.1. Диагностична значимост на отделните параметри.....	41
2.4.2. Стабилометрична находка при отделни нозологични единици.....	45
2.5. Стабилометрията в България.....	48
3. Цел, задачи, материал и методи на изследването	50
3.1 Основна цел на дисертацията.....	50
3.2 Задачи, които трябва да се изпълнят.....	50
3.3 Материал.....	51
3.3.1 Селекция на лицата.....	51
3.3.2. Селекция на лица за контролната група.....	51
3.3.3. Селекция на пациентите.....	53
3.4. Разпределение на материала.....	54
3.4.1. Контролна група здрави лица.....	54
3.4.2. Пациенти.....	56
3.5 МЕТОДИКА НА ИЗСЛЕДВАНЕТО.....	62
3.5.1 Обект и единици на наблюдението.....	62
3.5.2. Признаци на наблюдението.....	63
3.5.3. Отоневрологично изследване.....	63
3.5.4. Стабилометрично изследване.....	63
3.6. Време и място на наблюдението.....	64
3.7. Органи на наблюдението и микронаблюдението.....	64
3.8. Клинико-диагностични методи за обработка и анализ на данните.....	64
3.8.1. Лор-статус.....	64
3.8.2. Отоневрологично изследване.....	65
3.9. Статистически методи за анализ на емпирични данни.....	79
3.9.1. Вариационен анализ на статистически редове.....	80
3.9.2. Двумерни статистически разпределения (кростаблици). χ^2 -анализ.....	82
3.9.3. Проверка на статистически хипотези.....	84
3.9.4. Дисперсионен анализ.....	86
3.9.5. Еднофакторни регресионни модели.....	88

3.9.6. Многофакторни регресионни модели	92
3.9.7. Класификации. Клъстърен анализ.....	96
4. Резултати	99
4.1. <i>Експериментален анализ на характеристиките на стабилограма - синтез на характерни коефициенти</i>	<i>99</i>
4.1.1. Вариационен анализ на експерименталните данни	99
4.1.2. Сравнителен анализ на параметрите по групи патологии с тези на контролната група	121
4.1.3. Проверка на статистически хопетози.....	124
4.1.4. Приложение на еднофакторен дисперсионен анализ за откриване на зависимости между видовете нистагъм и коефициента на Romberg R	130
4.2. <i>Възрастови аспекти на равновесната функция</i>	<i>141</i>
4.3. <i>Стабилографска платформа СИП-1: оригинална конструкция, тестове, надеждност.....</i>	<i>142</i>
4.4. <i>Програмно осигуряване за стабилографската платформа СИП-1.</i>	<i>145</i>
4.5. <i>Референтни стойности на показателите на стабилограмата за българска популация.</i>	<i>147</i>
4.6. <i>Специфичност и чувствителност на отделните показатели на стабилограмата.....</i>	<i>148</i>
4.6.1. Дефиниции	148
4.6.2. Оценка на резултатите	150
4.7. <i>Специфичност и чувствителност на метода при различните форми на периферни и централни вестибуларни заболявания.</i>	<i>152</i>
4.8. <i>Определяне на диагностични модели за стабилографските показатели при различните типове патология.....</i>	<i>155</i>
5. Обсъждане.....	159
5.1. <i>Анализ на коефициента на Romberg при групирани данни.....</i>	<i>159</i>
5.1.1. ВБН.....	160
5.1.2. Множествена склероза (MS).....	162
5.1.3. Distonia neurovegetativa	164
5.1.4. Черепно-мозъчна травма.....	165
5.1.5. Neurinoma, Tu	166
5.1.6. ЦОС	167
5.1.7. Разни – Ері, главоболие	169
5.1.8. Вестибулопатии.....	171
5.1.9. Лабиринтопатии	173
5.1.10. Хронични отити.....	174
5.1.11. Болест на Мениер	175
5.1.12. Позиционен синдром.....	177
5.1.13. Отосклероза	179
5.1.14. Слухов неврит.....	180
5.2. <i>Анализ на съотношенията Dxc1(Dxор, Dycl(Dyор и Lcl(Lop за класовете патологии.</i>	<i>183</i>
5.2.1. При централни увреждания	184
5.2.2. При периферни нарушения.....	188
5.2.3. При функционални нарушения	192
5.2. <i>Резултати при периферна вестибуларна дисфункция.....</i>	<i>196</i>
6. Изводи	199
ПРИНОСИ НА АВТОРА.....	201
Списък на научните публикации във връзка с дисертационния труд	202

ПРИЛОЖЕНИЕ 1	203
ПРИЛОЖЕНИЕ 2	218
ПРИЛОЖЕНИЕ 3	233
ПРИЛОЖЕНИЕ 4	234
ЛИТЕРАТУРА	236

Използвани съкращения

АЦП – аналогово-цифров преобразовател

ЦТ – център на тежестта

ЦНС – централна нервна система

ЗО – затворени очи

ОО – отворени очи

ОК –оптокинетична

ПН – показател за неустойчивост

СкБФ – скорост на бавната фаза

ССЕП – слухови стволови евокирани потенциали

ФИ – фиксационен индекс

ЧМН – черепномозъчен нерв

ЧМТ – черепномозъчна травма

АР – предно-заден

ВРРV – доброкачествен пароксизмален позиционен световъртеж

COR – шийно-очедвигателен рефлекс

DP - преобладаване по посока

EMG – електромиограма

ENG – електронистагмограма

ОК – оптокинетичен

Rq – коефициент на Ромберг

SISI – short incremental sensitivity index

VOR – vestibulo-ocular reflex

VSR - vestibulo-spinal reflex

VS – vestibular system

***Така щото, който мисли,
че стои, нека внимава да
не падне.***

1 Коринтяни 10:12

1. Въведение

Въпросите на равновесието и позната регулация вълнуват клиницисти и изследователи отдавна. Тези функции са от изключително голямо значение за човек, защото са свързани пряко с оцеляването и просперирането на организма в биологичен и социален аспект. Последното столетие даде огромен тласък на изучаването на тези феномени. До голяма степен това е свързано с все по-интензивния начин на живот, усъвършенстването на транспортните системи, но най-вече на бурното развитие на авиацията и космонавтиката. Научни дисциплини, като физиология, спортна и трудова медицина, неврология, неврофизиология и редица други започнаха все по-задълбочено да изучават равновесната функция на човека в норма и патология. Нещо повече - постепенно се диференцираха тясно специализирани научни области, в които на тези проблеми е отредено централно място. Това са отоневрологията, авиационната и космическата медицина.

В тази връзка възниква необходимостта от надеждни и обективни качествени и количествени методи за изследване и оценка на равновесната функция на човека. Предложени са редица проби, които са лесно изпълними и дават сравнително бърза оценка на равновесието на индивида, но те са субективни и с много ниска диагностична информативност.

Изследването на равновесието отдавна има основен дял в отоневрологията. В практиката са въведени редица тестове, които с различна степен на вероятност и достоверност доказват вида и тежестта на вестибуларната патология. Това са класическият тест на *Romberg*, показалечната проба на *Barani*, теста на *Babinski-Weil*, *stepping-* и *writing* теста на *Fukuda* и др. Въпреки широкото им приложение, тяхната диагностична информативност е незадоволителна. Например установено е, че при хронични кохлео-вестибуларни нарушения чрез *writing*-теста отклонения се откриват при 25,2% от болните, чрез *stepping*-теста - при 33,1% и чрез походката на *Babinski-Weil* - при 22,6%.

Бързото развитие на електрониката направи възможно обективизиране на теста на *Romberg*. Терминът стабилметрия (постурография) в най-общият смисъл се използва за означаване на група методи за изследване на равновесната функция на човек в изправено положение. В по-тесен смисъл и от клинична

гледна точка този термин означава регистриране и анализ на колебанията на проекцията на ЦТ чрез специално конструирани платформи и последваща компютърна обработка на получената информация.

За клиничната оценка на резултатите от стабилOMETричното изследване е от голямо значение от огромната по обем информация, съдържаща се в първичния запис на данните. Трябва да се изберат тези параметри, които най-вярно и информативно отразяват дейността на равновесната система. Голям е броят на съобщаваните в литературата параметри на стабилограмата, но не всички от тях са общоприети, други имат ниска диагностична информативност и достоверност. Една от целите на този труд е да се определят тези от тях, които достоверно допринасят за клиничната преценка на резултатите от това изследване.

Много от показателите и техните стойности не са стандартизирани в световен мащаб, ето защо е трудно да се сравняват резултатите, получени от различни автори. Това е и основната причина една от задачите на тази работа да бъде изработването на референтни стойности за българската популация за най-често използваните у нас стабилографски методики. Конкретните стойности на отделните показатели ще бъдат разгледани и дискутирани в съответната глава.

Интересни са стабилOMETричните данни при отделните групи заболявания. В разработката са включени изследвания на пациенти с разнообразни патологични процеси, най-вече тези, с голямо клинично значение. Направен е опит да се отграничат определени параметрични констелации, характерни за всяко заболяване или група заболявания.

2. Литературен обзор

Разбирането, че вестибуларната система (VS) като цяло и нейните рецептори, разположени във вътрешното ухо играят важна роля в процесите на поддържането на равновесието и позната регулация се оформят в средата на 19 век. Благодарение на трудовете на *Prosper Meniere*, световъртежът и свързаните с него нарушения на равновесието започват да се разглеждат като смущения във функцията на вътрешното ухо. Понастоящем лесно може да се установи наличието и степента на вестибуларна дисфункция, главно чрез изследване на някои важни вестибуларни рефлексии. Основно това са *вестибуло-очевдигателния рефлекс (VOR)*, проявен като *нистагъм* и *вестибуло-спиналните рефлексии (VSR)*, проявени като нарушения на равновесната функция. Докато посредством електронистагмографията (ENG) изследването на нистагъма бе поставено на точна, количествена основа, то дълго време оценката на равновесната функция се извършваше “*на око*”, качествено, субективно, без възможности за регистрация и точна количествена оценка. Ето защо огромна е била необходимостта от въвеждане в изследователската и клинична практика на достоверни и информативни тестове за точно количествено изследване и анализ на равновесната функция на човека и различни нейни аспекти в норма и патология.

Търсенията на възможности за количествена оценка на равновесието датират отдавна. Тук трябва да споменем изследванията на *Basler* (1929), който регистрира колебанията на центъра на тежестта на човек посредством платформа, поставена в четирите си ъгъла на теглилки. По-късно особено резултатни за изучаване на равновесието се оказват ЕМГ-изследванията на *Fukuda* (1959). Тези и някои други проучвания поставят началото на нова група методи за точно, количествено изследване на равновесната функция, наречени **стабилометрия**.

2.1. Терминологични уточнения

Според българският тълковен речник (4) думата **равновесие** означава¹:

¹ Цитирани са само смислово важните значения.

1. Състояние на покой, в което се намира дадено тяло под въздействието на еднакви и противоположно насочени сили (устойчиво равновесие).

2. Положение, при което дадено тяло се крепи, не пада въпреки липсата на здрава опора.

Пак там понятието **поза** се дефинира така:

1. Положение на тялото.

Тук трябва да споменем, че в това изследване разглеждаме позата и позната регулация в общия аспект на равновесната функция на организма, която засяга правото (изправено и стабилно) положение на тялото и главата. Формално погледнато, трябва да се прави разграничение между позата (положението) на цялото тяло - **тотална поза** и положението на отделни сегменти на тялото (глава, крайници и т.н.) - **сегментна поза**.

Стабилометрията (от латински *stabilis* - твърдо стоящ на нозете си, устойчив + гръцкото *metros* - меря, измервам) представлява група методи за измерване и регистриране² на равновесната функция на човека(62, 102). В някои страни (предимно английски говорещи) се използва и понятието **постурография** от английски *posture* - поза, положение, състояние(103, 116, 130, 132, 139 и др.).

2.2. Отоневрологични аспекти на равновесната функция и нейното регулиране

Равновесната функция е от особено голямо значение за хората. Тя дава възможност за придвижване в пространството, за поддържане на позата, равновесието и координацията на движенията. Различните форми и степени на нарушение водят до частично или трайно инвалидизиране на личността.

2.2.1. Същност на равновесната функция

Според класическите концепции равновесната функция изпълнява две основни задачи:

1. Стабилизиране на **зрителното поле** и

2. Поддържане на изправеното положение на тялото и главата - **телесното равновесие**. Тези две задачи се изпълняват поотделно чрез:

² Методът за графично регистриране на равновесието се нарича **стабилография**.

2.2.2. Очни рефлексии

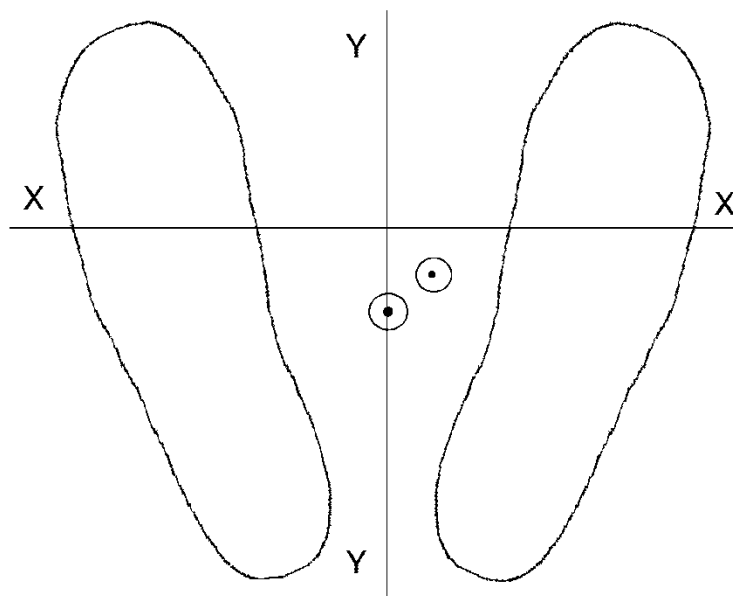
Те изпълняват първата задача на равновесната функция. Основните очни движения са бавните следящи движения (smooth pursuit), нистагъма и сакадите.

В нормална ситуация главата и очите се движат съвместно, в синхрон. Движението на главата най-често означава промяна на зрителното поле. При движение на очните ябълки в орбитите (при неподвижна глава) зрителното поле се променя. Стабилизацията на погледа изисква относителна стабилност или поне адекватно взаимодействие между движенията на главата и очите. Вестибуло-очедвигателния рефлекс (VOR) и шийно-очедвигателния рефлекс (COR), допринасят за стабилизиране на зрителното поле и главата. Стабилността на тялото и главата осигуряват стабилно зрително поле. От своя страна стабилното зрително поле (в покой или движение) допринася за стабилността на тялото и главата. Това показва сложността на равновесната функция и ролята на познатата регулация.

2.2.3. Постурални рефлексии

Изправеното положение на човек се поддържа чрез **постуралните рефлексии**, ефектиращи върху дейността на костно-мускулната система. От своя страна костно-ставната система представлява здрава опора, способна да издържи теглото на тялото. Знак за начало на рефлексорно съкращение на всички антигравитационни мускули на тялото дава съприкосновението на стъпалата на краката с опорната площ. Постуралните рефлексии изпълняват **втората задача** на равновесната функция. При изправен стоеж векторът на всички сили, насочени към центъра на тежестта на тялото (ЦТ)³ се проектира в централния участък на опорната площ на стъпалата – някъде около кръгчетата при 95% от нормалната извадка (Фиг. 1).

³ Центърът на тежестта на тялото се намира приблизително на нивото на втория поясен прешлен.



Фиг. 1 Нормално положение на стъпалата при свободен стоеж и проекция на ЦТ.

Антигравитационният мускулен апарат извършва най-малка работа при стоеж в удобна поза, когато периферната регулация на равновесието се осъществява главно за сметка на дейността на големите мускули на подбедрицата (*m. tibialis anterior* и *m. triceps surae*) и бедрото (*m. quadriceps femoris* и *m. biceps femoris*). Това е пример за **статично равновесие**. Строго погледнато обаче, не може да се говори за статична поза тъй като винаги са налице високо- и нискочестотни осцилации (колебания на тялото), предизвикани от най-разнообразни външни и вътрешни причини.

Всяка промяна на стабилното вертикално положение, предизвикана от действието на различни външни или вътрешни причини води до изместване на ЦТ. Запазването на **динамичното равновесие** в тези условия се постига за сметка на съкращението на **постуралните мускули**, тоест мускулите, осигуряващи поддържане на позата.

Постуралните рефлексии стабилизират положението на главата и тялото, зрителното поле, а също така “нагаждат” положението на крайниците и шията (главата) за да се компенсират евентуални промени в положението на опорната площ. Така наречените *righting-reflexes* (екстероцептивни, зрителни, лабиринтни) поддържат положението на главата и тялото в положение, зависимо от посоката на приложената гравитационна сила (земно

притегляне). Сложните рефлексии, поддържащи изправеното положение на човек се изграждат в процеса на индивидуалното развитие и изискват продължителни повторения (тренировки).

Martin (168) различава 6 типа постурални рефлексии, поддържащи изправеното положение на човек:

1. Човек трябва да е способен да поддържа теглото на тялото си срещу гравитацията: това е **антигравитационен механизъм**.

2. Всяка част на тялото трябва да бъде поддържана в съответствие със съседните му части: това е **постурална фиксация** на тялото като цяло.

3. Реакциите, поддържащи колебанията (**staggering reactions**) действат срещу хоризонтални сили, изместващи тялото от основното му положение.

4. Рефлексите за изправяне (**righting reactoins**) са необходими за постигане и поддържане на изправено положение на тялото.

5. Има специални постурални рефлексии, участващи в поддържането на равновесието при движение (**локомоторни рефлексии**).

6. Група рефлексии поддържат равновесието на тялото при нестабилна основа (**tilting reflexes**).

Kohen-Raz (146, 147) описва 4 подсистеми:

1. **Антигравитационна постурална рефлексна система**, осигуряваща стабилността на организма като цяло, а също така и спонтанните реакции на скелетната мускулатура спрямо внезапни постурални промени.

2. **Вестибуло-окуломоторния апарат** е връзката между механизмите на постуралните рефлексии и мозъчните центрове чрез информация за положението в пространството.

3. Контрол и инструкции от **висшите кортикални центрове**, което изисква планиране на действията, интуиция и предвиждане на ситуацията.

4. Четвъртата подсистема обхваща **малкия мозък, екстрапирамидните пътища и ретикуларната формация**. Приема

се, че това е “централата”, модулираща постуралните контролни механизми.

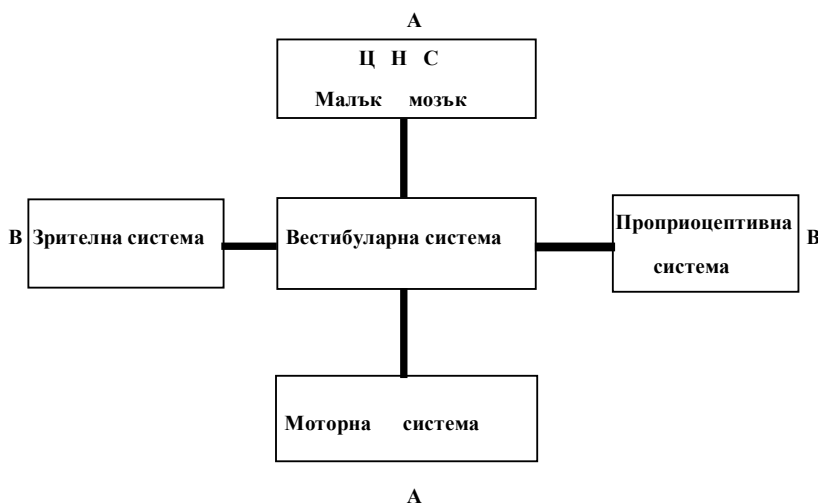
Roberts (219) описва ангуларни и позиционни рефлексии:

Позиционните рефлексии зависят от промяната на положението на подпорната площ, а също така и от посоката на резултатното изместване на тялото в линеен план. Информацията за тези сили се състои от комбинация от сигнали, получени от отолитовата система и сигнали от рецепторите, разположени в интервертебралните стави на шията. **Ефекторен орган** за всички тези рефлексии е антигравитационната мускулатура на тялото, шията и крайниците.

Рефлексите за ъглови ускорения се генерират в полуокръжните канали. Те осигуряват “омекотяване” на ускоренията от всички видове въртателни движения на главата, заедно със съвместното отклонение на очните ябълки.

*Ако комбинацията от стабилизация и компенсация не може да осигури равновесно положение, то се запускат “спасителни” реакции от момента на дестабилизиране на равновесието. В действие влиза **righting-рефлекс** за да възстанови положението на главата и тялото в противовес на стандартната “нормална” процедура.*

Вече споменахме, че проприорецепторите, разположени в мускулните вретена и ставите са основен източник на постуралните рефлексии, но съкращението на антигравитационните мускули може да се провокира и от сигнали, идващи от зрителните и вестибуларните рецептори. В този случай говорим за **хоризонтално** ниво на регулация на равновесието (оста В-В на фиг. 2).



Фиг. 2 Схематично представяне на регулацията на равновесната функция.

При изправен стоеж тези аферентни системи оказват стабилизиращо влияние на колебанията на ЦТ посредством активация на опорната мускулатура по α - и γ -еферентни пътища. Механизмите, регулиращи прага на възбудимостта на проприорецепторите осигуряват пластичното приспособяване на мускулатурата към различни двигателни задачи (например продължително изометрично напрежение или бързо максимално съкращение).

На спинално ниво основен такъв рефлекс е **миотатичния** или **stretch-рефлекса**(75). Той нагажда мускулното съпротивление съобразно разтягането на мускула. Рефлексната дъга на stretch-рефлекса се състои от мускулните вретена, аферентни първични и вторични нервни влакна и еферентни α -мотоневрони. Stretch-рефлекса действа като система за обратна връзка, която осигурява постоянна дължина на мускула. Тази система е активна и при гръбначните постурални мускули и участва в поддържането на изправеното положение на гръбначния стълб.

Общоприето е схващането, че *stretch*-рефлекса е в основата на постуралната активност(106). Той заема ключово място във всички традиционни схеми, обясняващи постуралния контрол, докато ролята на други важни източници на аферентация се ограничава до информация от низходящи влияния, променящи нивото на рефлексна активация на stretch-рефлексите. Това кореспондира с основните идеи на *Nashner* - основоположник на сензорно-динамичната постурография (179-187).

Според *Nashner et al.*(183) процесът на поддържане на правото положение на тялото може да бъде разделен на две функции:

Мускулна координация, включваща пространствени модели за съкращение на мускулните групи, осигуряващи съответни движения. Това съответства на така наречените “ефекторни органи” на VSR и е подобна на окулоomotorната координация на VOR.

Сензорна организация, което означава, че времето за реагиране, посоката и амплитудата на постуралните реакции са детерминирани от соматосензорни, вестибуларни и зрителни стимули.

Според изследванията на тази група учени предимно проприоцептивната рефлексна система е отговорна за стабилизацията на колебанията на ЦТ, докато вестибуларната система служи за “вътрешен ориентир” при определянето на “правилното” изправено положение спрямо гравитационния вертикал. По-различно е становището на *Allum*(10,11,145), който приема, че VSR имат решаваща роля в стабилизирането на ЦТ.

Що се отнася до едностранните вестибуларни лезии, отбелязва се, че наличието само на един работещ лабиринт е достатъчно за VSR да достигнат стойности, близки до нормалните. Стабилизирането обаче на резки, предизвикани отклонения на ЦТ, независимо от постигнатата компенсация на VOR не е така ефективно, както при VSR, действащи в условията на симетричен вестибуларен отговор.

2.2.4. Сензорна аферентация

Периферните сензорни сигнали, осигуряващи адекватна информация на ЦНС за оптимално поддържане на равновесието се състоят от информацията, подавана от 3 анализатора: вестибуларната система, зрението и проприорецепторите (фиг. 2).

Вестибуларната система подава информация за всички промени в положението на главата по отношение на гравитационния вертикал и околната среда. Тя осигурява пространствена ориентация. Ъгловите ускорения се възприемат от полуокръжните канали, линейните ускорения и влиянията на гравитачните сили (g) се възприемат от отолитовата система. Нервно-сензорният апарат преобразува тази информация в биологични сигнали. Тази информация се

пренася до ЦНС и до съответните мускулни групи за осъществяване на автоматичен контрол на положението на тялото върху земната повърхност.

Nashner и Black (24-26) разграничават два аспекта на вестибуларната функция в този смисъл:

Една от ролите на вестибуларната система е да осигурява директна импулсация към постуралните мускули въпреки, че в повечето случаи на нормално сензорно обкръжение тази функция е относително по-маловажна от соматосензорната и зрителната аферентация.

*Втората и значително по-съществена функция на вестибуларните импулси става ясна когато лицата се опитват да постигнат равновесие при конфликтно сензорно обкръжение. При тези обстоятелства вестибуларните отговори са основни при изграждането на **абсолютна ориентировъчна система**.*

Втората функция се изгражда последна в отногenezата, но се уврежда първа при периферна вестибуларна дисфункция. Увредената или несиметрична вестибуларна информация все още е достатъчна за откриване на изменения в нормално сензорно обкръжение, но симетрията и целостта на вестибуларната информация са критични фактори при изграждането на абсолютна ориентировъчна система, необходима за реорганизацията на сетивната информация при конфликтни условия.

Ролята на VS за поддържане на равновесието най-добре може да бъде разкрита при пациенти с пълна двустранна арефлексия. При положение, че имат нормален визуален контрол, те са способни да изпълняват почти всякакви двигателни задачи в обичайни условия. Такива пациенти обаче са нестабилни при влошени зрителни условия (мрак, мъгла), при неравна повърхност или при слизване по стълби. При отпадане и на зрителният контрол, такива пациенти зависят изцяло от проприоцептивната система.

Според *Martin(168)* вестибуларните механизми не играят роля при статичния постурален контрол или при *righting-реакциите*. При ходене те влизат в действие когато повърхността е неравна и придобиват изключително значение когато зрението не може да се използва пълноценно. Единствената ситуация, при която пациента е изцяло зависим от вестибуларните механизми, е при нестабилна подпорна площ. Това води до заключението, че при повечето

обичайни ситуации VS не е необходима за поддържане на изправеното положение на тялото.

Зрителната система осигурява информация чрез бавните следящи движения и чрез оптокинетичните механизми. Сигнал за начало на дразнение е ретинално “приплъзване” на образа. Общоприето е, че оптимални стимулации се получават в нискочестотната област. Допълнителна информация се получава от проприорецепторите в очните мускули.

Докато вестибуларните стимули водят до усещането за движение на тялото в пространството, зрителните стимули предизвикват две основни усещания: или за движение на самото тяло, или за движение на обектите.

Зрителната информация в контекста на позната и равновесна регулация влияе чрез два механизма. Зрителното възприятие на окръжаващата среда е първият от тях. Движението на главата, предизвикващо изместване на проекцията на обектите върху ретината (ретинално приплъзване) провокира рефлекторни, “адаптивни” очни движения. Тази стимулация се състои от:

1. Фовеоларна част, стимулираща бавните следящи движения и оптокинетичната система и
2. Периферна част, стимулираща само оптокинетичните механизми.

При вторият механизъм съществена е проприоцептивната информация от очните мускули. Двата механизма не могат да бъдат отделени или разглеждани поотделно. Напоследък някои автори съобщават данни, че импулси от зрителната система могат да действат директно върху тонуса на скелетната мускулатура, специално на антигравитационните мускули, като намаляват тяхната резистентност и подобряват реакционната им способност(159, 160, 214).

Вестибуларната, тактилната и кинестетичната системи осигуряват синергична обратна връзка за движението и ориентацията на човека. Зрителната система осъществява незабавна обратна връзка, но също така и оценка и предвиждане на следващите етапи от действията на лицето.

Зрението стабилизира позата чрез детекция на относителното разместване (движение) между главата и стационарната окръжаваща среда. Непрекъснатото разместване на ретиналният образ е най- ефективния стимул за стабилизация на позата. Увреждането или подтискането на окуломоторния апарат обикновено има дестабилизиращ ефект върху равновесието.

Най-простият начин да се изолира зрението е като се затворят очите. Друга алтернатива е да се изследва пациента на тъмно с отворени очи. Интересното е, че тези два метода на изследване дават различни резултати - един все още необяснен факт. Отклоненията на ЦТ са по-малки при изследване със затворени очи на светло. При затваряне на очите съществува тенденция проекцията на ЦТ да се измества напред или назад (по-рядко) в сравнение с положението му с отворени очи.

Съотношението между стойността на различни параметри на стабилнографския запис с отворени (ОО) и затворени (ЗО) очи представлява коефициента на *Romberg* - Rq :

$$Rq = \frac{\text{Стойност със ЗО}}{\text{Стойност с ОО}} \quad (f1)$$

Стойността на Rq зависи от използваните параметри (път, скорост, площ и др.).

Както вече се спомена, затварянето на очите завишава стойностите на стабилнографските параметри, което означава, че Rq трябва винаги да има стойности над 1. В някои случаи се наблюдава обратна зависимост и това не винаги е белег на патология. Според някои автори 12 до 18% от изследваните здрави лица показват такъв модел.

При някои пациенти с вестибуларен дефицит също се наблюдава намаление на стойността на параметрите при ЗО. В старческа възраст някои пациенти също имат затруднения при контрола на равновесието чрез зрителната обратна връзка.

Gagey (82, 83) нарича този модел “сляпо равновесие”. При такива пациенти зрителната система подава информация, която затруднява равновесната функция.

Според *Kapteyn* (136-139) двигателно активни и тренирани лица са по-слабо зависими от зрителната информация и могат да поддържат относително по-добра стабилност със ЗО. Този феномен се наблюдава при спортисти, пилоти и слепи лица.

От друга страна докато пълната загуба на зрение има минимален ефект върху равновесието, усложняването на визуалното обкръжение може да има драматичен ефект. Става дума за така наречения “оптичен вертикал”. Някои хора много силно се влияят от впечатлението за вертикални линии (обекти) в тяхното

зрително обкръжение. Със затворени очи почти всички здрави лица могат да запазят равновесие, ако се поставят на движеща се с определени параметри подпорна площ. Ако се поставят в обкръжение с наклонени под някакъв ъгъл прави линии, тези лица падат при отваряне на очите си, придавайки твърде голямо значение на лъжливия “*оптичен вертикал*”(130).

Движението на зрителното обкръжение провокира дестабилизация, като оптокинетичните стимулации увеличават осцилациите на ЦТ. Хоризонталната ОК стимулация увеличава латералните компоненти на стабилограмата, докато вертикалната ОК стимулация увеличава амплитудата в AP- посока.

Проприорецепторната аферентация включва разнообразна информация от сензорни елементи, разположени в мускулите, ставите и кожата. Получава се информация за относителната промяна на отделните части на тялото едни спрямо други. Особено голяма е ролята на proprioreceptorите в шийната област, но значение имат и рецепторите в лумбалната област. Голямо значение за поддържане на позата има информацията от другите стави, особено от глезенната става. Proprioreцепцията има по-голямо значение от вестибуларната при изпълнението на втората задача на равновесната функция (виж: 2.2.1. *Същност на равновесната функция* на стр. 10), но в общ аспект ролята на proprioreцепцията е по-малка от зрителната.

Ролята на proprioreцепцията за поддържане и стабилизиране на позата е изучавана чрез подаване на смущаващи влияния като вибрации, исхемия или чрез специално конструирани платформи.

Кинестезията понякога се определя като “шесто чувство”. Тя представлява осъзнато сензорно възприятие за положението на тялото и на движението. Proprioаферентацията има основно значение при постуралните рефлексии, които се осъществяват чрез неосъзнати двигателни актове, но това не намалява значението на кинестезията в цялостния процес на регулиране на равновесната функция.

Сензорната информация относно положението и движението на тялото и неговите отделни части се предава чрез два вида рецептори - ставни и мускулни. Ставните рецептори реагират на положението и движението на дадена става, докато рецепторите в мускулите реагират на промени в дължината и напрежението на мускулните влакна. Доскоро беше широко възприета “*outflow*” - теорията, според която ние знаем точното положение на тялото и отделните

негови части поради това, че “знаем” точните нервни импулси, които са предизвикали дадено движение или разместване. Напоследък общоприета е “inflow” - теорията, според която ние осъзнаваме нашето положение благодарение на аферентните импулси от ставите и мускулите.

Особено голям значение в позната регулация имат шийните проприорецептори, поради което някои автори ги сравняват с “втори лабиринт”. Значението на шийната област от клинична гледна точка е голямо във връзка с възможността за възникване на така нареченото “цервикално вертиго”(133, 195, 205, 208) . Не бива да се забравя и възможността шийните рецептори да участват в компенсаторните и адаптативни процеси при загуба на вестибуларна функция.

Необходимостта от интактна проприоаферентация за поддържане на стабилно равновесие става ясна като разгледаме пациенти, страдащи от *tabes dorsalis*. При такива лица амплитудата на движението на проекцията на ЦТ нараства многократно.

При изправено положение голямо значение имат сигналите от долните крайници - стъпала, глезенна и колянна стави, големи мускулни групи. Тази обща информация от долните крайници се нарича “*entree podale*”. При контакт на стъпалата с подпорната повърхност се получава екстероцептивна информация, докато информацията от глезенната става е интероцептивна. Достоверността на така получената информация зависи до голяма степен от характеристиките на **подпорната повърхност**. При стоеж върху равна и неподвижна повърхност ъгловото ускорение, скоростта и положението на тялото точно рефлексират в промяната на положението на глезенната става и в промяната на налягането върху стъпалата. При стабилна подпорна площ анатомичният ъгъл на глезенната става точно съответства на инерционния ъгъл.

При стоеж върху неравна, наклонена или подвижна повърхност, стъпалата се движат съответно на подпорната повърхност. При такива условия информацията от глезенната става може да стане неадекватна. Това се демонстрира чрез промяна в стратегията - от глезенна в тазобедренна и обратно.

Изучаването на равновесното поведение на индивидите при усложняване на подпорната площ (намалена, неравна, подвижна) е довело до установяване две основни равновесни стратегии - глезенна и тазобедренна(123). При стоеж върху нормална подпорна повърхност запазването на равновесието се постига чрез коригираща мускулна активност, започваща от мускулите на глезенната

става и разпростираща се към мускулите на бедрото и на тялото. Това предизвиква компенсаторни ъгли отклонения около глезенната става. Това се нарича **глезенна стратегия**. При намалена подпорна повърхност мускулите на краката и тялото се активират по подобен начин, но в друга последователност - в проксимално-дистално направление. Това се нарича **тазобедрена стратегия**. Когато отклоненията на тялото станат толкова големи, че не могат да бъдат коригирани чрез тези две стратегии, лицето е принудено да отмести крака си за да измени подпорната площ - **стъпкова стратегия**. В общият случай като правило хората използват смесена глезенна и тазобедрена стратегии.

Чрез изследвания с динамична платформа и тестове за сензорна организация някои автори описват две други равновесни стратегии. Това твърдение те основават на предположението, че съществуват две различни нива на контрол на равновесието при движение на тялото. По този начин те разграничават **стратегическо ниво**, което е кинематично, и **синергично ниво**, което се адаптира към конкретните условия чрез кратко обучение.

2.2.5. Централни механизми

Централната обработка на получената от по-горе споменатите системи информация (оста А-А на фиг. 2) се извършва на няколко етапа. На първо място имаме **предаване** на информацията. В същото време с нея се извършва **трансформация**, за да стане тази информация адекватна на нуждите на ЦНС. Основен механизъм при централната обработка на сензорната информация е **взаимодействието** на различните видове информация. Независимо, че основната задача на равновесната функция е да отговори със съответни рефлексии, част от информацията достига кората на главния мозък, предизвикваща по този начин **осъзнати усещания**. С не по-малко значение е и участието на централните механизми в **адаптацията** и **компенсацията** на равновесната функция.

На по-високо ниво постуралните рефлексии се изграждат от същите механизми, които обслужват и другите двигателни функции. Първата стъпка в изграждането на тези рефлексии на централно ниво е **компаративната** функция. Постъпващите сензорни сигнали се сравняват със запомнени модели, придобити от миналия опит. Нещо повече - **адаптационните** механизми се опитват да премахнат някои несъответствия на получената и предадената информация.

При вестибуларната система вторичните неврони пренасят информацията от вестибуларните ядра до окуломоторните центрове. Освен **директните** пътища, по-дълги невронни структури, образуващи синапси в ретикуларната формация и малкия мозък изграждат **индиректни** пътища. Комбинацията от тези два вида връзки е необходима, за да се осъществят адекватни очни движения. Подобни, но по-сложни взаимоотношения съществуват при вестибулоспиналните връзки.

Вестибуларните ядра в ствола на мозъка интегрират информация не само от вестибуларните рецептори, но и от зрителните и проприоцептивни структури. На това ниво се осъществява **първичната интеграция** на сигналите. При изграждането на рефлексите **сензорното взаимодействие** играе фундаментална роля за постигане на оптимална реакция при различни ситуации.

Комплексната информация от трите системи оформя типичен **модел** за всяка отделна ситуация. За да бъде вграден и запомнен този модел, първичните сигнали от сензорните органи се преобразуват в съответни за нивото на ЦНС сигнали.

Равновесната функция се изгражда постепенно и прогресивно, по пътя на индивидуалния опит. Изградените и запомнени в ЦНС модели образуват “справочна библиотека”, към която става обръщане всеки път, когато има някаква промяна в постуралната система. Това означава, че в много ситуации регулирането на равновесието протича по “нормален”, подсъзнателен път. Изискване за това обаче е информацията от трите сензорни системи да бъде **хармонична**, тоест информацията от всяка система да не противоречи на информацията, получена от другите две системи. Ако така полученият модел се разпознае в ЦНС, по-нататъшната работа по регулиране на равновесието е автоматична. Ако се установи наличие на конфликт или нестандартна ситуация, влизат в действие по-високи центрове, където ситуацията се “осъзнава”. Пример за това е възникването на световъртеж.

Първоначалните възможности за “обучение” на ЦНС се запазват и по-късно и изграждат адаптивните механизми. Когато е налице “нестандартен” модел на аферентация, съответните центрове се опитват да се справят с тази ситуация. По този начин в крайна сметка се получава нормализиране на функцията независимо, че “дефекта” в информационния модел може да персистира.

Както вече се изтъкна, *stretch-рефлекса* е основния и първичен механизъм на позната регулация. В повечето реални ситуации обаче изглежда, че този рефлекс сам по себе си е недостатъчен. Явява се необходимостта от супраспинален контрол. Ето защо напоследък се говори за различни нива на равновесна регулация.

По отношение на **ниските нива** някои автори установяват, че еластичността и стабилността на глезенната става и околните мускули са достатъчни за поддържане на равновесна стабилност в покой и при неусложнени условия. При по-големи отклонения се явява необходимостта от намесата на мускулна активност. При по-нанатъшната позна регулация спиналните рефлексии играят първична роля чрез така наречените тригер-реакции или “функционален стреч-рефлекс”. Еферентните супраспинални импулси, контролиращи моторната активност и аферентните рецепторни сигнали се интегрират още на нивото на гръбначния стълб. Тук се оформят текущите контролиращи импулси, манифестиращи се чрез активността на α -мотоневроните.

При **високите** нива на регулация постуралният тонус зависи не само от възбудните импулси на вестибуларните ядра, но и от инхибиращите въздействия на ретикулоспиналната формация, по-специално от *nucleus reticularis magnocellularis*. Тези инхибиращи ретикулоспинални неврони са под тоничния контрол на *tractus tegmentoreticularis lateralis*, изхождащ от дорзопонтинната ретикуларна формация. Специална контролна система се намира и в *locus coeruleus*.

При поддържане на изправеното положение е необходима интеграция между периферните и централни регулаторни механизми. *Gurfinkel et al.*(104, 107) установяват, че координираната дейност на всички постурални мускули, участващи в поддържането на изправената поза се извършва по определена централна програма. Тази централна програма се активира от информацията, получени от различни източници и нива на аферентация.

Функцията на тази централна регулация е не да стабилизира всяка става поотделно, но да поддържа изправената поза на тялото като цяло. По този начин се набляга на факта, че ефективността на локалните регулаторни механизми е ограничена.

Общият контрол на постуралната активност се извършва по определена **схема**, която представлява супрамодална сензорномоторна организация, служеща едновременно както за поддържане на определената поза, така и за планиране на по-нататъшните движения. Тази система може да се разглежда като най-висше контролно ниво по отношение на рефлексната система. Тя оперира с по-обобщени параметри и е способна да координира различни рефлексни механизми.

Независимо, че равновесната функция се контролира по рефлексен начин, възможни са и определени волеви влияния (**кортикално ниво на регулация**). При конфликтни ситуации този механизъм има особено голямо значение. Пирамидната система, контролираща равновесието включва и волевия контрол, особено при стресови и нестандартни ситуации, като строеж на един крак, на пръсти, на намалена подпорна площ, при акробатични номера и др.

Ганчев(84, 86, 87, 89, 91) отбелязва, че като правило постуралната активност се поддържа автоматично, но много често се намесва и волеви контрол. Автоматичният контрол се постига чрез активиране на различни програми посредством централни и периферни сигнали. В допълнение на това се включва и волеви контрол, при който усещането за отклоненията на тялото играе важна роля.

Изследвани са и **психологическите влияния** върху регулацията на равновесието. Доказано е, че стабилността зависи от емоционалното състояние на личността. Този ефект е разнопосочен - при различни индивиди едни и същи условия в някои случаи влошават, а в други - подобряват постуралния контрол. Демонстрирано е терапевтичното влияние на релаксацията върху параметрите на стабилограмата.

Дейността на равновесните механизми зависи както от психическото, така и от **физическото състояние** (умора, преумора, изтощение). Недоброто физическо състояние и увреждащи фактори на околната среда влияят върху равновесната функция. Различни психосоматични състояния могат да променят параметрите на стабилограмата, като индуцират отклонения с ниска честота и голяма амплитуда.

2.3. Същност на стабилометрията и други съвременни стабилометрични методи

Изследването на равновесието отдавна има основен дял в отоневрологията. В практиката са въведени редица тестове, които с различна степен на вероятност и достоверност доказват вида и тежестта на вестибуларната патология. Това са класическият тест на *Romberg*, показалечната проба на *Barani*, теста на *Babinski-Weil*, stepping- и writing теста на *Fukuda* и др. Въпреки широкото им приложение, тяхната диагностична информативност е незадоволителна. Например установено е, че при хронични кохлео-вестибуларни нарушения чрез writing-теста отклонения се откриват при 25,2% от болните, чрез stepping-теста - при 33,1% и чрез походката на *Babinski-Weil* - при 22,6%.

Още през 1651 година *Borelli* изследва центъра на тежестта на човешкото тяло. Тези изследвания са продължени по-късно от *Braun* и *Fischer* през 1895 година, като те разкриват, че ЦТ на главата, трупа и долните крайници се разполагат на една права линия и този общ център се проектира в площта между двете стъпала. *Wierdorff (1881)* и *Leitenschtorfer (1897)* установяват, че правото положение на човек е твърде нестабилно и може да се поддържа само благодарение на непрекъснати промени на тонуса на скелетната мускулатура, осъществявани рефлексно. Те въвеждат в практиката метод, наречен кефалография и доказват, че при изправено положение равновесието се постига благодарение на непрекъснати флукуации. В споменатите си изследвания *Basler* също доказва, че изправеното положение на човек се поддържа чрез непрекъснати движения, дефинирани като комплекс пендулерни движения около проекцията на ЦТ.

2.3.1. Romberg- тест и други вестибулоспинални тестове

През 1846 година *Romberg* предлага клиничен тест, който и до днес е основен и незаменим при оценка на статичния постурален контрол. Тестът, който носи неговото име се състои в следното: пациентът стои в право положение с прибрани крака и ръце за 30 сек. (в някои случаи до 1 минута), отначало с отворени, след това със затворени очи. Изследователят прави своя собствена оценка на равновесната функция на изследваното лице на основата на няколко параметъра- *честота, големина и преобладаваща посока на*

отклоненията на тялото, съдружност с наличен нистагъм и др. Отбелязват се промените, които настъпват при затворени очи.

Понастоящем тестът на *Romberg* се използва широко в практиката за оценка на равновесната функция. При едностранна, некомпенсирана периферна вестибуларна лезия или едностранна малкомозъчна увреда се наблюдават отклонения към болната страна, значително по-големи със ЗО. При други заболявания на ЦНС се наблюдава различна по степен нестабилност на пациентите, без сигурни данни за локализацията и латерализацията на патологичния процес.

Макар и широко разпространен поради простотата и бързината на изпълнение, тестът на *Romberg* е субективен тест. Интерпретацията на получените данни до голяма степен зависи от усета и опита на изследващия. Резултатите се оценяват качествено, като съпоставимостта на данните получени от различни изследователи е ниска. Стремещът да се обективизира донякъде този ценен тест е довел до въвеждане в практиката на редица негови модификации.

Отклоненията на тялото се демонстрират по-добре когато ръцете на изследваното лице са протегнати напред, на широчината на раменете. Подобен тест е пробата на *Quix*. Пациентът е с леко разтворени крака, ръцете протегнати напред- хоризонтално. Обръща се внимание на отклоненията на ръцете при ЗО. Според автора на теста ръцете се отклоняват по посока на вестибуларната лезия. При малкомозъчни лезии може да се отклони само хомолатералната ръка. Тук трябва да споменем и показалечния тест на *Barani*.

Bles (33, 36) изследва девиациите на тялото с помощта на “торзиометър”-устройство, регистриращо ъгъла между рамената и стъпалата.

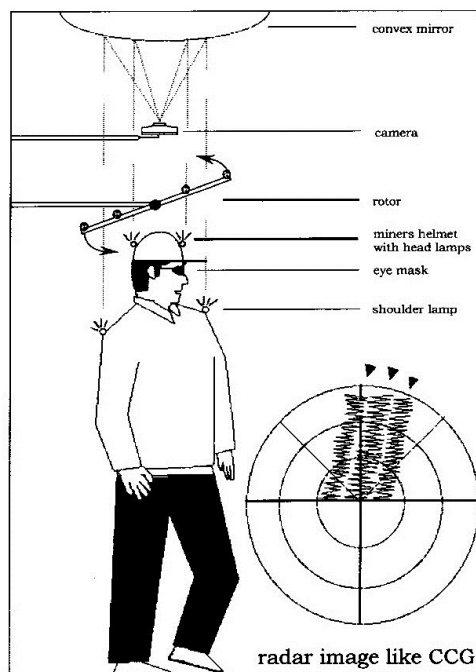
Понастоящем в изследователската и клиничната практика приложение намират разни методики с различна степен на обективност и достоверност. Те се основават на най-разнообразни принципи.

Обикновено в практиката се регистрира преместването или взаимното положение на четири точки на тялото- коляно, таз, рамене и глава. Записът на движението на тези области може да стане посредством различни видове потенциометри, инклинометри или акцелерометри. Записът на движенията на тялото може да се извърши и като се постави пациента в електростатично поле между два големи електрода.

При споменатият по-горе метод **кефалография** с помощта на различни приспособления (обикновено механични) се регистрират отклоненията на главата на пациента. Той носи шлем с прикрепено отгоре пишещо устройство, което очертава пътя на колебанията на главата за определено време върху лист хартия, поставен отгоре. Поради факта, че главата и разположените в нея вестибуларни и зрителни рецептори имат особено важна роля в поддържането на равновесието се приема, че така регистрираните колебания достоверно отразяват състоянието на равновесната функция.

При **краниокорпографията** пак с помощта на механични приспособления се регистрират отклоненията не само на главата, но и на тялото. Тези два теста, въпреки известната обективност са неудобни за пациентите, има някои технически затруднения при провеждането им. Стойността на получените резултати е съмнителна.

По-нататъшно развитие тези методи получават чрез **фотокраниокорпографията** (*Claussen, 49, 50*) (*Фиг. 3*). При нея с фотографска камера се регистрира преместването на няколко светещи точки (фотодиоди), прикрепени на различни места по тялото на пациента (глава, рамена, торс и др.). Предимството на този метод се състои в това, че той може да бъде използван както за регистриране на резултатите от класическата проба на *Romberg*, така и на някои други динамични проби (*Unterberger, Babinski-Weil, Fukuda*)(109). Неудобство е, че изследването се провежда в затъмнено помещение и се използва скъпа фотографска техника.¹



Фиг. 3 Краниокорпография по *Claussen*.

Напоследък има съобщения за осъвременяването на този тип проби чрез регистрация на движенията на пациента с видеокамера и анализ на движенията с помощта на специални компютърни програми (**компютър- видео-краниокорпография**).

Акцелерометри закрепени на тялото близо до ЦТ показват почти същите по форма и големина отклонения, както регистрираните с постурографска платформа. Движенията на главата също се доближават до формата на движение на ЦТ, но са с по- малка амплитуда и дължина. По правило главата се движи по- бавно. Движенията на главата се контролират до известна степен от движенията на ЦТ, като последният се движи за да поддържа стабилността на главата, осигурявайки по този начин стабилност на зрителното поле.

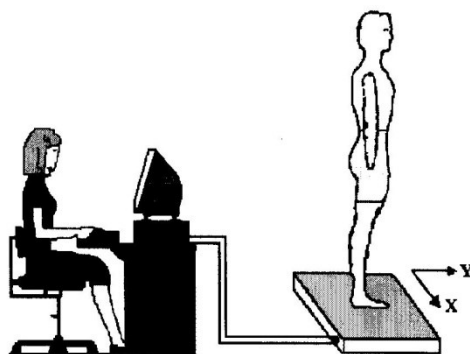
2.3.2. Конвенционална стабилометрия

Бързото развитие на електрониката направи възможно обективизиране на теста на *Romberg*. Терминът **стабилометрия (постурография)** в най- общият смисъл се използва за означаване на група методи за изследване на равновесната функция на човек в изправено положение. В по- тесен смисъл и от клинична гледна точка този термин означава регистриране и анализ на колебанията на проекцията на ЦТ чрез специално конструирани платформи и последваща

компютърна обработка на получената информация(142). Понякога е смущаваща употребата на различни термини, като стабилография, статокинезиметрия(17), стабилометрия, постурометрия, постурография. В нашата практика ние сме се спрели на термина “*стабилометрия*”, отразяващ цялостния процес на **регистрация и анализ** на движенията на ЦТ.

Както вече се спомена, стабилометрията е метод за измерване на постуралната стабилност. Този метод обаче отразява и способността на човек да контролира равновесието си и дава информация относно физиологичните механизми, посредством които човек поддържа стабилността на изправеното си положение. По този начин ние можем да приемем, че стабилометрията регистрира постуралната активност⁴.

Датчикът, регистриращ преместванията на проекцията на ЦТ в подпорната площ между стъпалата се нарича **стабилометрична платформа** (Фиг. 4).



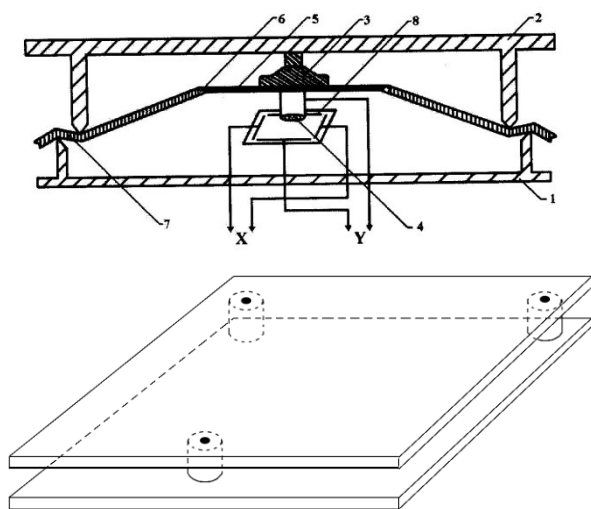
Фиг. 4 Стабилометрична платформа.

Обикновено това е квадратна равна повърхност със страна 40- 60 см. При движение на проекцията на центъра на тежестта, върху платформата действат динамични сили в различни направления. Снемането на тези сили се извършва по различен начин и с различни датчици в зависимост от конструктивното решение на съответната фирма- производител. Основният проблем, с който трябва да се справят конструкторите на такива платформи е, че показанията им

⁴ За определен период от време.

не трябва да зависят от **теглото** на лицето, а само и единствено от промяната на **натиска** в определена координатна система. При различните видове платформи това е решено по различен начин.

Известни са платформи с три датчика, с четири датчика (най-разпространени) и с централно стебло (Фиг. 5).



Фиг. 5 Различни конструкции стабилметрични платформи.

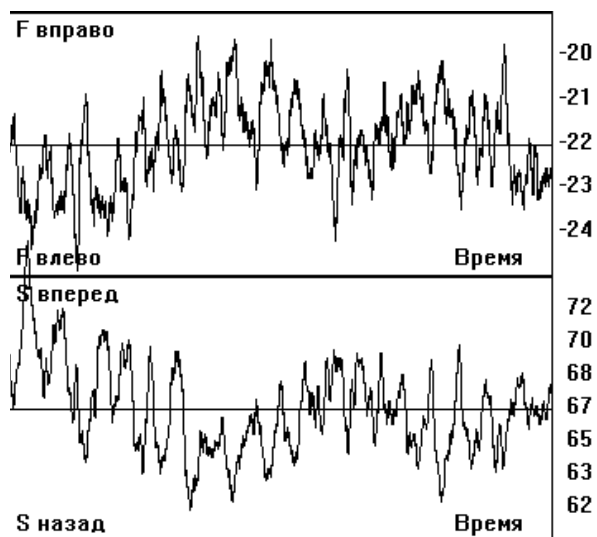
Целта на тези датчици е да преобразуват механичните сили от промяната на натиска върху платформата в електрически сигнали. Използват се различни принципи за преобразуване на механичната енергия в електрическа. Най-често използваните датчици са пиезоелектричните преобразователи⁵, тензодатчиците⁶ и индукционните или капацитивни преобразователи⁷.

Получените от датчиците сигнали са много слаби, което налага те да бъдат усилен и преработени. Важен е начинът на представяне (цифрово или графично) на получените резултати. При първите стабилметрични платформи се е извършвал запис върху хартия на колебанията на електричните сигнали поотделно за предно- задните и латералните колебания (Фиг. 6).

⁵ Пиезоелектрическите датчици представляват кристали, които имат способност да генерират електрически ток под въздействие на промяна на натиска върху тях.

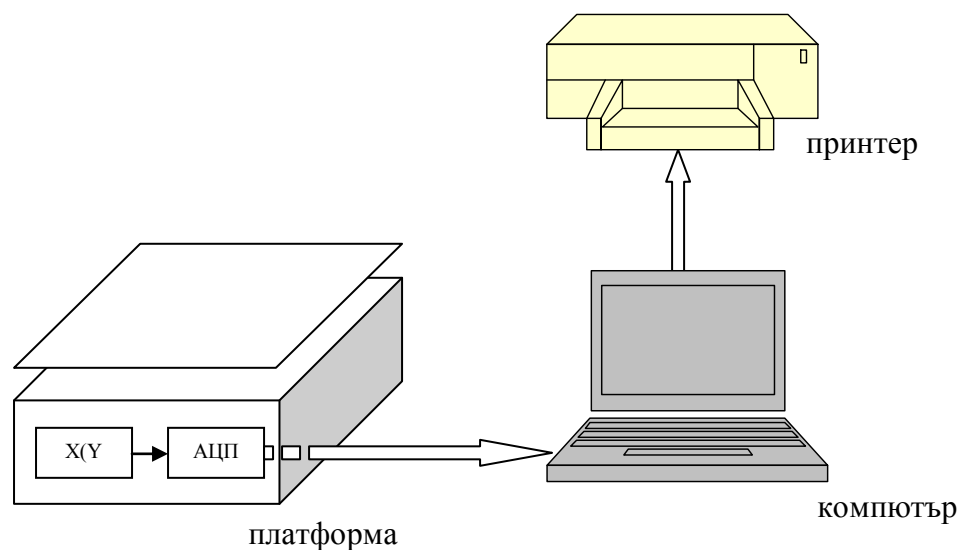
⁶ Тензодатчиците представляват елементи, които променят съпротивлението си под действието на огъващи механични сили.

⁷ Обикновено промяна на капацитета между две плочи, поставени на определено разстояние една от друга.



Фиг. 6 Запис на колебанията на ЦТ в две плоскости.

Ясно е, че полезната информация е била недостатъчна. С въвеждането на компютрите многократно нарастват възможностите за извличане на полезна информация от получените сигнали. Съвременните системи за компютърна стабилметрия се състоят от следните компоненти (фиг. 7):



Фиг. 7 Блок-схема на стабилографска система.

Известен е голям брой **програми** за стабилметрия. Целта на тези компютърни програми е:

- да **преработят** по съответен начин получената от платформата информация,

- да я **изведат** във вид удобен за интерпретация от клиницистите, и
- да **съхранят** данните от изследването на пациента за по-нататъшна преработка и сравнение.

Тези програми изчисляват различни параметри на стабилограмата, а данните се извеждат в подходящ графичен вид на монитор или се разпечатват от принтер. Повечето автори използват собствени или фирмени програми-например тубингенския софтуер на *Dichgans and Dienner, Fourier*- техниката, *T-POST* програмата на фирма *Tonnies, EquiTest* на *Nashner*. Съществуват и оригинални български програми, като тази на колектива от БАН, на колектива от ТМИ (*проф. Бумбаров*), нашите програми СТА-1, СТА-2 и др.

2.3.3. Разновидности на конвенционалната стабилومتрия

По-горе споменахме, че конвенционалната стабилومتрия регистрира ефективността статичния постурален контрол, тоест неподвижен пациент върху неподвижна подпорна площ. Ако обединим това изследване с различни динамични проби, например степинг-тест, то стабилومتрията може да се раздели на **статична** (конвенционална, пациента е в покой) и **кинетична** (краката на пациента се движат). Доколкото поддържането на равновесието в покой е динамичен процес, препоръчва се термина кинетична, а не динамична стабилومتрия.

Във връзка с по-горе казаното *Kohen-Raz* (147) дефинира **статичното равновесие** като способност да се поддържа изправеното положение на тялото без изместване на краката от тяхното първоначално положение. **Динамичното равновесие** е способността да се запази равновесие когато тялото извършва различни линейни или ъглови движения. Поддържането на равновесието върху подвижна платформа се определя като **“квази-динамично”** равновесие, тоест равновесен контрол в условията на различни стресови ситуации.

Вече споменахме за краниокорпографията, която е разновидност на кинетичната стабилومتрия. *Watanabe et al.* (266, 267) и други автори предлагат тест за запис на степинг-теста върху платформа с площ 1,5 м², което позволява по-добър анализ на теста. Този вид запис авторите наричат “кинетогравикордер”.

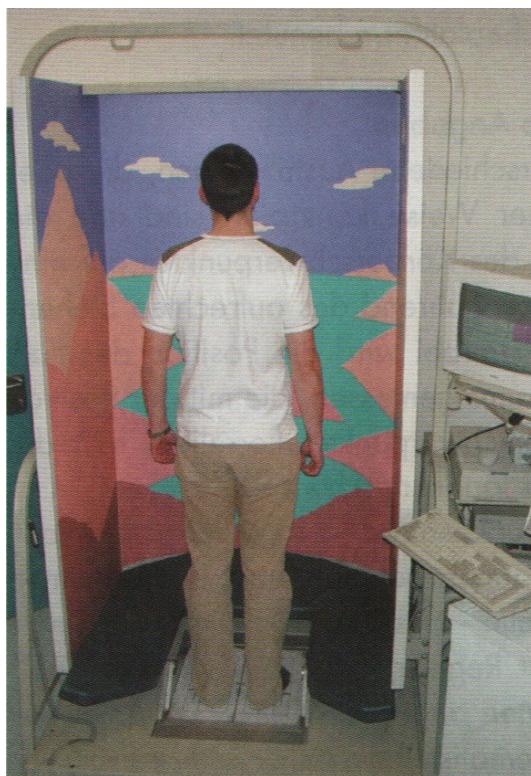
За по-точна оценка на равновесната функция традиционното изследване с отворени и затворени очи понякога не е достатъчно. Това е наложило

въвеждането в практиката на различни техники за усложняване на теста и повишено натоварване на пациента с цел или да се изолират част от сензорните системи, участващи в контрола на равновесната функция, или те да се обременят с натоварващи стимули или подвеждаща информация. Във връзка с това съществуват **дестабилизиращи тестове** и **тестове за сензорно взаимодействие**.

Дестабилизация на пациента може да се постигне или чрез движение на зрителното обкръжение, или чрез внезапни или програмирани движения на подпорната площ (платформата). Така наречените **динамични платформи** могат да извършват движения по предварително зададена програма - или резки еднократни “повдигания” в единия край на определен ъгъл и с определено ускорение, или хармонични (синусоидални) движения. Напоследък се използват и програми които движат платформата в зависимост от колебанията на ЦТ. При този тип динамични изследвания най често се регистрират и EMG- отговорите от съответните постурални мускули(54). Дестабилизиращите техники са особено подходящи за изследователски цели, но рядко се използват в клиничната практика поради сложността им, необходимостта от скъпо оборудване и специално обучен персонал (22).

Тестовите за сензорно взаимодействие и организация изследват въздействието на някоя сензорна система върху равновесието чрез изключване на другите. Сравняването на стабилографските данни от тези изследвания с резултатите от конвенционалната стабилметрия показва до каква степен е влиянието на изключената сензорна система. Тези тестове също така показват доколко оставащата сензорна информация е достатъчна за поддържане на равновесието. Най-простият от този тип тестове е изследване със затворени очи, включено в протокола на конвенционалната стабилметрия. Поставянето на главата в различни положения променя проприорецепцията от шийната област. Екстерорецепцията и проприорецепцията от стъпалата и краката може да се модулира като пациента стъпва върху дебела подложка от мека пореста материя (дунапен, гума и др.). Усложнени условия могат да се създадат и при стоеж на един крак. Редица автори използват специални техники с прилагане на **вибрации** върху съответни мускулни групи с цел да се повлияе проприорецепцията от тези области (шия, лумбална област, коляно, бедро и др.). Тук специално трябва да се спомене **сензорно-динамичната стабилметрия на**

Nashner (187), при която пациента стои на подвижна платформа и в контролирано зрительно обкръжение (Фиг. 8).



Фиг. 8 Сензорно-динамичната стабилметрия по *Nashner*.

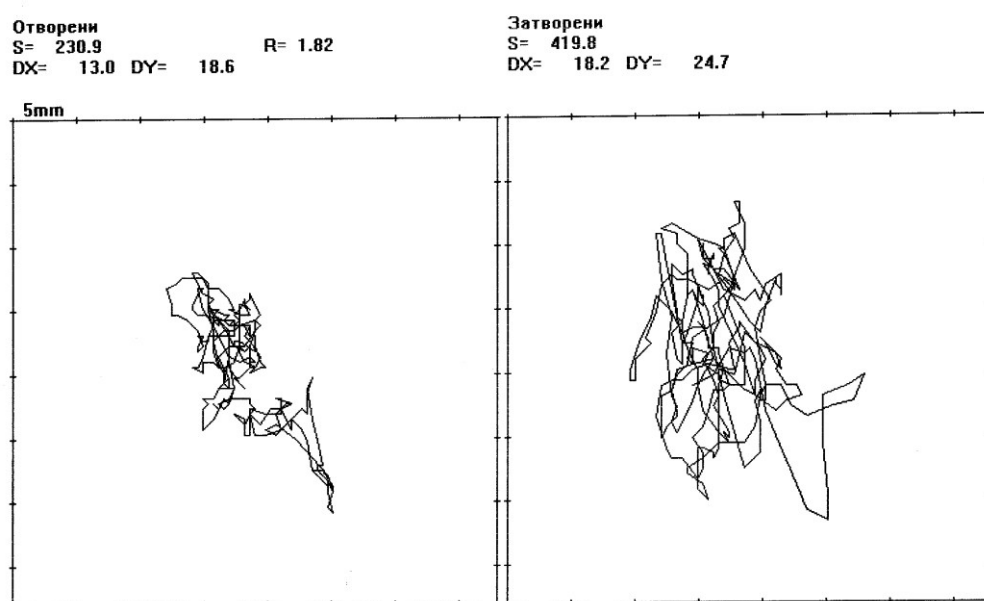
Интересното при тази методика е, че активно може да се движи не само платформата, но синхронно или независимо от нея може да се движи и визуалното обкръжение на пациента. Това дава възможност за оценка на сензорната организация и на интеграционните процеси протичащи от стволите ядра до корово-подкоровите структури на ЦНС. Това изследване изисква особено скъпо и сложно оборудване.

2.3.4. Използвани параметри

За клиничната оценка на резултатите от стабилметричното изследване е от голямо значение от огромната по обем информация, съдържаща се в първичния запис на данните. Трябва да се изберат тези параметри, които най-вярно и информативно отразяват дейността на равновесната система. Голям е броят на съобщаваните в литературата параметри на стабилограмата, но не всички от тях са общоприети, други имат ниска диагностична информативност и

достоверност. Тук ще разгледаме само тези от тях, които достоверно допринасят за клиничната преценка на резултатите от това изследване.

При по-старите стабилографски системи, записващи колебанията в предно-задна (оста Y) и латерална (оста X) посоки (Фиг. 6), от тези записи може да се отчете **регулярността** на записа (наличие на резки отклонения), **амплитудата** и **честотата**. Използването на компютърните програми разшири многократно списъка на използваните параметри (Фиг. 9).



Фиг. 9 Стабилографска графика при здраво лице.

При движението си проекцията на ЦТ обхваща определена **площ (S)**. Изчислява се големината на тази площ (обикновено в mm^2 или в пиксели), формата, общото положение на ЦТ и преместването му по време на изследването и наличието на резки отклонения (залитания) в една или друга посока. Най-простият начин за изчисляване на площта е механичен, с използване на планиметър. По-точно е изчислението с помощта на съответни компютърни програми. Трябва да се има предвид, че получените стойности силно се влияят от използвания алгоритъм за изчисление. Все още няма общоприет алгоритъм за изчисляването на този параметър. Намирането на площта на фигура, образувана от множество точки се оказва много трудна (и все още не напълно решена) математическа задача.

Пътят (L) представлява разстоянието, което изминава проекцията на ЦТ за определено време. Измерва се в мм. Колкото този показател е по-голям, толкова по-нестабилен е пациента.

Скоростта (V) представлява усреднените стойности на скоростите на преместване на ЦТ от една точка до друга за целия период на изследване (T). Измерва се в mm/s:

$$V = \frac{L}{T} \quad (\text{f2})$$

В общи линии отразява ефективността на системите за постурален контрол. Някои автори не отчитат този показател, понеже е изцяло детерминиран от L.

Максимално отклонение по оста X и Y (Dx и Dy). Измерва се в mm. Обикновено отклоненията в предно-задна посока са по-големи от латералните колебания. *Henriksson* (114) установява, че при здрави лица отклоненията са със 6 - 7% от теглото⁸ в ляво-дясна посока и двойно повече в предно-задна. Ето защо е важно да се знае тяхното отношение **P**:

$$P = \frac{Dy}{Dx} \quad (\text{f3})$$

Нормално това съотношение е по- голямо от 1.

Коефициент на Romberg- Rq (виж (f1) на стр 19). Същността на този параметър беше разгледана там.

Показателят за неустойчивост (ПН) е производно на честотата и амплитудата на дадена стабилотограма. Рядко използван параметър.

Фиксационният индекс (ФИ) представлява съотношението на величината на ПН с отворени и затворени очи. На базата на тези данни може да се изчисли **модула на вектора на средните величини** по следната формула:

$$\bar{A} = \sqrt{Af^2 + As^2} \quad (\text{f4})$$

където Af е амплитудата във фронталната плоскост и
 As е амплитудата в сагиталната плоскост

Ъгълът на отклонение на вектора (α) се определя по формулата:

⁸ Обикновено платформата се калибрира така, че определена сила (в килограми) да предизвиква определено отклонение (в мм) на записа.

$$\alpha = \operatorname{tg} \frac{\Delta Y}{\Delta X} \quad (\text{f5})$$

където ΔY и ΔX са съответно стойностите за преместване на ЦТ във фронталната и сагиталната плоскости.

Други използвани параметри са: **анализ на Fourier, честотно-спектрален анализ, PSD (power spectral density), хистограма на отклоненията на ЦТ** и др.

2.3.5. Референтни стойности

Sugano et al. (241) стигат до заключение, че е трудно да се определят нормалните граници на осцилациите на ЦТ на човешкото тяло, поради комплексността на поддържащите механизми. Ние предпочитаме да говорим за **референтни стойности**, отразяващи статистически обработени и усреднени показатели на голям брой нормални здрави лица в дадена популация. Освен това стойностите на конкретните показатели силно зависят от прилаганата методика на изследване, използвания софтуер и тип платформа. Ето защо е важно да се знаят референтните стойности за съответния тип платформа и компютърна програма, с която се работи. Много от показателите и техните стойности не са стандартизирани в световен мащаб, ето защо е трудно да се сравняват резултатите получени от различни автори. Това е и основната причина една от задачите на тази работа да бъде изработването на референтни стойности за българската популация за най-често използваните у нас стабилнографски методики. Конкретните стойности на отделните показатели ще бъдат разгледани и дискутирани в съответната глава.

Статистическите проучвания на много автори, а и нашите собствени показват, че тези стойности нямат нормално разпределение, а показват **разпределението на Poisson**. Резултатите за повторемост на теста са добри(21), което означава достоверност на получените данни при неголеми интериндивидуални отклонения.

Справедливо е да се зададе въпросът кои други фактори, освен физиологичните механизми за регулиране на равновесието влияят върху резултатите от стабилметричното изследване. Във връзка с това редица автори

са проучили влиянието на пола, възрастта, теглото и други физически характеристики на изследваните лица(9).

Важен фактор в осъществяването на равновесната функция е **възрастта**. Без съмнение с възрастта намаляват равновесните възможности(52). Предполагат се дегенеративно-инволутивни промени в системите, регулиращи равновесието, по-специално централните интегративни процеси(12). Други автори изтъкват намесата на фактори като остеопорозата, мускулна слабост и т. Н(14). Възрастовите промени на равновесието са известни като **пресбиастазис**. Повечето автори описват определени нарушения на равновесието с възрастта, други не откриват значими промени. Най-общо нарушенията се представят с нарастване на скоростта и честотата на колебанията на ЦТ, особено в предно-задна посока. Ако може графично да се представят равновесните възможности като функция от възрастта се вижда, че кривата нараства в детската възраст, като достига стойности, характерни за зрялата възраст на 7- 8 годишна възраст. Кривата променя своя ход надолу след 60 годишна възраст. *Лучихин и Патрин* (7) също изучават стабилографските промени във възрастов аспект. Те изследват не само статичното, но и кинетичното равновесие. При развитие на възрастови изменения, ограничаващи адаптационните възможности, както и в началните стадии на патологичните процеси, на първо място и по-отчетливо се уврежда кинетичното равновесие, докато статичното се изменя по-малко и до определен предел може да остане непроменено. Същите резултати получава и *Norre* (206). Той установява, че компенсацията, като един активен централен процес е нарушена при възрастните, вероятно поради намалени адаптативни възможности. Интересен е факта, че зрителната компенсация на вестибуларната функция много слабо се уврежда с възрастта.

Данните относно влиянието на **пола** върху равновесната функция са противоречиви. Според някои автори полови различия не съществуват. Други описват такива различия. Например смята се, че при мъжете скоростта на компонентите на стабилограмата е по-висока. *Sugano* (241) установява, че жените са по-стабилни. Други автори установяват, че пътят при мъжете е по-голям, те имат по-малки отклонения в предно-задна и по-големи в латерална посока.

И при **теглото** положението е същото - някои автори смятат, че то няма влияние, други - че има. Смята се, че индивидите с наднормено тегло са по-

нестабилни, което се изразява в по-големи осцилации на ЦТ. В крайна сметка общоприето е мнението, че дори теглото на пациента да има някакво влияние върху равновесната стабилност, то е малко.

Височината има слабо влияние върху равновесната функция(20). Естествено, известно влияние би могло да се очаква, доколкото при по-високите хора ЦТ е разположен по-високо, а това е дестабилизиращ фактор. *Sugano* открива такава зависимост, докато повечето автори я отхвърлят от практическа гледна точка. Чрез EMG изследвания някои автори откриват обратната зависимост.

Стабилността на човек се влияе и от **положението на краката**. Отбелязано е, че при по-широко поставяне на стъпалата намаляват страничните осцилации на ЦТ. Според *Edwards* (в 151) е без значение дали пациента е с обувки или не. Други изследвания показват, че пациентите са по-нестабилни с обувки с дебели, меки подметки (маратонки). Този факт е от голямо значение при възрастни хора, които трябва да носят удобни обувки с тънки подметки за да подобрят контакта със земната повърхност и съответно екстерорецепцията от стъпалата. Носенето на високи токове е фактор, който може да повлияе на резултатите от стабилOMETрията. Установено е, че има критична височина на тока, при която се променя равновесната стратегия. Според повечето автори тази критична точка е при повдигане на стъпалото повече от 32°. Изследвано е и положение на стъпалата, при което с прибрани пети пръстите се разтварят съответно от 30° до 90°. Отбелязана е тенденция при по-широко разтворени пръсти проекцията на ЦТ да се измества дорзално, към петите.

Изследвано е влиянието и на редица други фактори върху равновесието, например **дихателния ритъм, темпоромандибуларна артикулация** (дъвчене), **влиянието на никотина и алкохола**(56), **на някои професионални вредности, активен спорт, моментно емоционално състояние** и др.

2.4. Приложение на стабилOMETрията в научната и клинична практика

При оценка на резултатите от стабилOMETричното изследване ние можем да разглеждаме тяхната значимост в два аспекта:

1. Дали дават достатъчно сведения за наличие на вестибуларна дисфункция (**чувствителност**) и

2. Дали дават достатъчно данни за поставяне на точна диагноза (**специфичност**).

Според авторите на едно голямо изследване (63, 64) специфичността и чувствителността на стабилотрията е 50%.

Правени са редица опити резултатите от стабилотрията да се систематизират според стойностите на някои показатели, да се опишат някои “*модели*”, включително и математически(16), характерни за определени нозологични единици или да се сравнят с резултатите от някои рутинни отоневрологични тестове (например ENG, 19). Най-общото заключение е, че стабилотрията е ценен метод за установяване на вестибуларен дефицит дори при някои пациенти без отклонения във VOR, но все пак предоставя по-скоро допълнителна, отколкото основна информация за вестибуларната дисфункция. Статичната стабилотрия е по-чувствителна при разкриване на периферна вестибуларна дисфункция, отколкото динамичната стабилотрия. Особено ценни са стабилографските данни при определяне на степента на компенсация на равновесната функция.

2.4.1. Диагностична значимост на отделните параметри

Някои от **параметрите**, използвани за оценка на стабилограмата са взаимозависими и дават еднопосочна информация. Такива са например пътят и скоростта. От друга страна площта (**S**) и пътя (**L**) принадлежат към различни аспекти на равновесната функция. Абнормната площ е указател за увредена функция на постуралната систем, за липса на прецизност. Ако е налице огромен размах на стабилограмата (повече от 10 пъти над нормалните стойности), може да се подозира увредена малкомозъчна функция или по-вероятно - засилен кортикален контрол (симулация). От своя страна наличието на нормални стойности на повърхността само по себе си не е доказателство за нормално действаща равновесна система. Важно е площта да се сравни с пътя L. Съотношението **S/L** е особено важно, то отразява енергията, “произведена” от равновесната система.

Честотата и амплитудата от своя страна също са независими от пътя или скоростта. При нормален строеж се установяват два компонента:

1. Бързи, малки отклонения, контролирани от проприорецепторите и

2. Бавни, големи колебания, основно контролирани от вестибуларната система.

Нестабилността като цяло се характеризира с голяма амплитуда и висока честота на отклоненията. Високата амплитуда при ниски честоти е характерна за лабиринтни увреждания. Ниска амплитуда при висока честота указва свръхфункция на проприоцептивната система. Различните автори са установили следните зависимости между амплитудата и честотата на отклоненията:

■ **периферна вестибуларна дисфункция**: със затворени очи преобладават пикове в интервала 0,2- 0,3 Hz.

■ **малкомозъчна патология**: пикове над 2 Hz. Няколко пика в предно-задна посока и един в странична (3 Hz).

■ **мозъчни лезии**: ангажиране на почти целия честотен диапазон, с преобладаване на честотите 3 Hz.

■ **паркинсонова болест**: много нискочестотни пикове.

■ **проприоцептивна хиперреактивност**: 2 и 2,5 Hz в двете посоки.

■ **съдови мозъчни заболявания**: няма характерна картина.

Всеобщо е становището, че докато конвенционалната стабилметрия не дава достатъчно данни за топична и нозологична оценка на дадени патологични процеси, то усложняването и с различни **натоварващи** и **дестабилизиращи** техники я прави много по-информативна. Ето защо редица автори предлагат тест-батерии (комбинация от тестове) за прецизно изследване на равновесната функция в клиничен аспект. *Diener et al.* (67-72) заключават, че изследването на равновесието трябва да се извършва с помощта на дестабилизиращи техники (нискочестотно тестване), при конфликтни сензорни условия или при изключване на една или две от системите, регулиращи равновесието (тест за сензорно взаимодействие). Най-лесно това се постига при изследване с ОО и ЗО. При това изследване се получава Rq, който в общия случай е над 1. Обратният случай се нарича "*cecite posturale*", при което зрителната система затруднява равновесната функция. Пациентите с увредена вестибуларна функция имат по-големи колебания със ЗО и съответно по-голям Rq. Това показва тяхната по-голяма зависимост от зрението при регулиране на равновесието. Пациенти с нарушено равновесие, но с Rq близък до нормата, както например при

ортостатична хипотония или малкомозъчна атаксия могат по този начин да бъдат отграничени от пациенти с вестибуларни заболявания.

Има два начина да се наруши проприоцептивната аферентация - или чрез стъпване върху дебела мека подложка, или чрез вибрационни техники. Чрез комбиниране на лесно изпълними техники, *Norre* (203, 204) предлага тест-батерия, която е особено информативна за разкриване на различни видове периферна и централна патология. Тези тестове са както следва:

Нормален стоеж, отворени очи.

Нормален стоеж, затворени очи.

Нормален стоеж, затворени очи, глава в дорзална флексия.

Както 1, но стоеж върху дебел (10 см) дунапрен.

Както 2 и 4.

Както 3 и 4.

При пациенти с вестибуларен дефицит (например след лабиринтэктомия, с мениерова болест и др.) се установява следната зависимост:

Тест 1: нормални стойности при всички пациенти.

Тест 2: отклоненията нарастват с 50- 100%.

Тест 3: при всички пациенти нарастват отклоненията, но все още могат да пазят самостоятелно равновесие.

Тест 4: всички пациенти пазят равновесие без чужда помощ.

Тест 5: голямо нарастване на амплитудата на отклоненията.

Степента на нарастване на отклоненията зависи от степента на вестибуларния дефицит.

Тест 6: повечето пациенти не могат самостоятелно да пазят равновесие и падат.

Авторите интерпретират тези резултати така: доколкото информацията от зрителната и проприоцептивната системи (глезна става, стъпала) е запазена, пациентите могат да пазят равновесие. При комбинирано увреждане на две от тях (тест 5 и особено 6), запазването на равновесие е почти невъзможно, защото зависи само от информацията на вестибуларните структури. При пациенти със съдови заболявания на ЦНС, шийна остеохондроза и позиционен синдром, особено са засегнати тестовете 3 и 6.

Някои автори групират пациентите според общия вид и някои параметри на стабилнограмата. Например при здрави лица според формата на

стабилограмата се различават центропетален, дифузен, мултицентричен, преден или заден тип. *Лучихин* (7) разграничава 4 типа криви:

■ *модален тип: редки, но по едри зъбци, на фона на които като вторични вълни се наслаждат по-малки.*

■ *линеен тип: почти права линия с неголямо количество дребни зъбци.*

■ *тремоморфен тип: голямо количество дребни зъбци.*

■ *хипертаксичен тип: едри зъбци при почти пълно отсъствие на дребни зъбци.*

Базаров е определил следните типове конфигурации при кефалография:

■ *нормален тип, при който точките се разполагат близо една до друга на неголяма площ.*

■ *асиметричен тип с изразено разсейване на точките.*

■ *хаотичен тип - точките се разполагат на значително разстояние една от друга, без определена система.*

Claussen описва следните типове краниокорпограми:

* *Тип I - нормален*

* *Тип I I- периферен тип, нормален път, отклонения в определена посока, към страната на увредата.*

* *Тип III - централен тип - абнормен път, без девиации.*

* *Тип IV - комбинация от тип II и III.*

* *Тип V - различни картини при различните тестове на едно и също лице; психогенни отклонения или симулация.*

Опитите да се определят някои специфични конфигурации на стабилограмата стигат до там, че някои автори описват до 16 различни графични типа.

Според показателят А (виж **(f4)** на стр. 37) *Базаров и Клименко* (3) определят следните степени на нарушено равновесие: лека, I степен - 16-25 мм; средна, II степен - 26-35 мм и тежка, III степен - 36-45 мм. При отклонения над 45 мм болните не могат да пазят равновесие, залитат и падат (IV степен).

По отношение на ъгъла на отклонение на вектора (α) - виж **(f5)** на стр. 38 - авторите са определили за физиологични колебания на α стойности до 30^0 . От

31⁰ до 45⁰ има лека степен на вестибуларна асиметрия, от 46⁰ до 60⁰ - умерена и от 61⁰ до 90⁰ - значителна степен.

2.4.2. Стабилометрична находка при отделни нозологични единици

Интересни са стабилометричните данни при отделните групи заболявания. Редица автори изследват стабилометричните промени при периферна вестибуларна дисфункция(145, 203, 242, 278). Особено важни са резултатите при пациенти с **пълна (двустранна) вестибуларна арефлексия(123)**, защото те най-точно отразяват влиянието на вестибуларната система върху статичното равновесие. Повечето автори не откриват патологични данни при статична стабилометрия на пациенти в компенсирани стадий. Въпреки това лицата със загубена вестибуларна функция употребяват много повече енергия за поддържане на изправеното положение на тялото и са много по-зависими от зрителната информация. Авторите заключават, че пълната загуба на вестибуларна функция не уврежда значимо равновесната функция след достигане на компенсация. Дори и със 30 отклоненията на ЦТ се увеличават значимо само при някои пациенти, което може да се приеме като белег на увредена проприоцептивна аферентация. В действителност при 30 пациентите с вестибуларна арефлексия зависят изцяло от проприоцептивната система, но в повечето случаи това е напълно достатъчно. При въздействие с *Diazepam* отклоненията на такива пациенти със затворени очи се увеличават значимо. След лабиринтectomy се наблюдава повишен тонус на скелетната мускулатура във връзка с оживените проприоцептивни рефлексии. Пациенти с двустранна арефлексия показват повишени осцилации в предно-задна посока с периодичност 0,4Hz. Подобна картина се наблюдава и при пациенти с травми на ствола на мозъка. Според *Diener et al.* (67) не се установяват стабилграфски промени с отворени и затворени очи при вестибуларен дефицит. Ако такива лица обаче бъдат поставени в условията на сензорен конфликт, то равновесието силно се уврежда до степен залитане и падане.

При **едностранен вестибуларен дефицит или арефлексия** в компенсирани стадий в повечето случаи се регистрират нормални стабилोगрафи(28, 96). За целите на диагностиката най-често се използват параметрите скорост, амплитуда на отклоненията и Rq. В остриите стадии е

налице ясно изразена тенденция за отклонения към засегнатата страна, независимо от наличието на нистагъм. При тестове 5 и 6 (по *Norre*) пациентите трудно пазят равновесие и обикновено падат (вестибуларна формула). Това показва, че пациентите не могат да поддържат равновесие разчитайки единствено на информацията от вестибуларната система. Процесите на компенсация могат да променят тази картина. При вестибуларния невронит силно нараства Rq. С помощта на фистулен тест, приложен върху платформата, в някои случаи може да се установи наличието на перилимфна фистула при хроничните отити. Диагностичната информативност на стабилотриятата за разкриване на едностранния вестибуларен дефицит силно нараства при прилагането на т. нар. “сензитивиращи” техники (например разклащане на главата, поставянето и в максимална дорзална флексия и др.).

При **мениеровата болест**, която е модел на хронична (в напредналите стадии) периферна кохлеовестибуларна дисфункция, редица автори съобщават, че движенията на проекцията на ЦТ стават нерегулярни и положението му се променя от време на време. *Taguchi* (242) установява, че е налице тенденция за отклонения на ЦТ към засегнатата страна при 34,1% с ОО и при 51,2% със ЗО. До същите заключения стигат и *Takemori et al.* (248) при извършване на тридименсионален анализ (по оста Z). При отчитане на характера на стабилограмата се установява, че в острия стадий най-често се среща центропеталния тип с нарастване на ляво-десните отклонения, особено със затворени очи. Интересни са резултатите при тест с разклащане на главата. Пациенти с мениерова болест са по-стабилни по време на разклащане на главата, отколкото след това. Този феномен се обяснява с факта, че ЦНС е по-нечувствителна към информацията от патологично променените вестибуларни структури по време на разклащане на главата, но след това “остатъчната” увреждаща информация взема превес и придизвиква нестабилност.

При **позиционния синдром и BPPV** обикновено кризи се провокират при тестовете 3 и 6 (виж стр 43). Наблюдава се характерен модел: след кратък латентен период се отбелязва голямо нарастване на пътя и амплитудата на стабилограмата, особено в предно-задна посока, със средна честота 3 Hz(43, 51). Нестабилността се засилва успоредно със световъртежа. При изследване на 44 пациенти с BPPV обаче *Norre* (195, 205) не открива подобна зависимост. При пристъпи без типичен световъртеж се отбелязва само дискретна дестабилизация.

Ако пациентите се оплакват от нестабилност, особено при ходене и имат чувството, че стъпват в памук или дунапрен, то може да се подозира отолитова компонента, често недооценявана. Отбелязва се неблагоприятния ефект на обездвижването на главата и шията по отношение на възстановяването на равновесната функция(97).

Някои автори извършват калорична проба върху платформата. При пациенти с позиционен синдром се отбелязва калорична вестибуларна хиперреактивност от страната, към която се провокира световъртежа.

При случаи с **отосклероза** резултатите от стабилограмата показват данни за декомпенсирана вестибуларна функция в ранния следоперативен период. След около месец вестибуларната функция преминава в компенсирана фаза. В някои случаи единствено данните от стабилометрията са показали абнормни стойности след стапедектомия. Като най-общо при тези пациенти се установява значително увеличение на енергията (съотношението **S/L**) с отворени и затворени очи.

Вестибуларните симптоми при **звукови травми** не са добре проучени. Лица, изложени дълго време на производствен импулсен шум с наднормени стойности имат неврорецепторно намаление на слуха и данни за нестабилност при стабилометрия (завишени осцилации на ЦТ), което показва субклинично засягане на вестибуларната функция. Постурографските увреждания са в права зависимост от нивото на намаление на слуха. Половината от разглежданите пациенти имат и редуцирани калорични отговори. Авторите на това проучване допускат, че стабилометрията е по-чувствителна към увреждания на макулите, отколкото на ампулите на полуокръжните канали и това навежда на мисълта, че при хронична звукова травма отолитовата система се засяга в по-голяма степен и по-рано.

При изследване на пациенти с невринома на VIII ЧМН се установява, че с помощта на стабилографски техники може да се определи дали туморът засяга горния или долния клон на вестибуларния нерв, което има голямо значение при определянето на хирургичния подход(59). Разглежда се информативността на стабилографските данни и при други форми на централна патология. Единични съобщения има за приложението на сензорно-динамичната стабилометрия при множествената склероза(44) и други форми на централна вестибуларна дисфункция(45).

Някои автори изследват състоянието на равновесната функция след ЧМТ. При изследване на 104 пациенти с **посттравматичен синдром** *Norre* (198-201) намира напълно нормални резултати при изследване на нистагъма и стабилограмите на 23 пациенти. При 26 лица и двата вида изследвания са показали абнормни резултати, докато при 43 има данни за нарушени вестибулоспиални рефлексии. Това означава, че тези пациенти показват в много по-голяма степен увреждания на равновесната функция, отколкото това може да се установи само чрез изследване на нистагъма (69 срещу 38). Основната находка е значително нарастване на предно-задните компоненти, което е във връзка с продължителността на безсъзнателния период след травмата.

Правени са и опити с помощта на стабилотриятата да се разграничат опити за симулация и агравация при изследване на равновесната функция. Авторите на изследването смятат, че при анализ на параметрите скорост, площ и Rq могат с определена степен на вероятност да се разкрият такива опити.

Описани са стабилографските промени и възможностите за такъв тип диагностика в детската възраст(76).

Особено перспективно е използването на стабилографските техники (традиционни и динамични) за целите на терапията и по-специално рехабилитацията и хабитуацията при увредена равновесна функция. *Norre* (200, 201) дори има разработена специална система за постурално лечение, наречена РЕНАВ.

В рамките на казуистиката са интересни съобщенията за приложението на стабилотриятата за ранна диагностика на HIV инфекция (257).

2.5. Стабилотриятата в България

За начало на проучването и приложението на стабилотриятните методи за изследване на равновесието в България намираме първите литературни данни от 1972 година от публикации във френското списание *Agressologie*. В това списание в продължение на години наред публикуват своите резултати колектив учени от БАН – Ганчев, Дунев, Койчев, Драганова, Ганчева.

Колектив от транспортно-медицинския институт, начело с професор Бумбаров също създава оригинална конструкция на стабилотриятна платформа, която дълги години работи успешно в този институт.

През 2007 година д-р Катерина Стамболиева от Института по невробиология към БАН успешно защитава дисертационен труд за присъждане на образователната и научна степен „доктор” на тема „Компютризирано стабилографско изследване на функционалното състояние на равновесния анализатор”.

3. Цел, задачи, материал и методи на изследването

3.1 Основна цел на дисертацията

Целта на настоящата работа е да се определи клиничната стойност на стабилометричното изследване в норма и патология в отоневрологичната практика у нас.

3.2 Задачи, които трябва да се изпълнят

Във връзка с тази цел си поставихме следните **задачи**:

1. Да се тества и въведе в практиката оригиналната българска стабилографска система СИП- 1.
2. Да се създаде, апробира и въведе в клиничната практика удобна и лесна за работа и интерпретация компютърна програма за стабилометрия.
3. Да се определят референтните стойности за различните показатели на стабилограмата при българската популация.
4. Да се определи чувствителността и специфичността на отделните показатели на стабилограмата.
5. Да се определи чувствителността и специфичността на метода при различни форми на периферни и централни вестибуларни заболявания.
6. Чрез анализ на резултатите да се определят диагностични модели за стабилографските показатели при различните типове патология.

3.3 Материал

В настоящата работа са включени изследванията на **1113 лица**, преминали основно през кабинета по отоневрология на Катедрата по УНГ болести за период от 15 години (1994 - 2009 година). Някои от пациентите имат неколкократно отоневрологични и стабилOMETрични изследвания. Част от нашия контингент (93 лица) са изследвани съвместно с колектив от Института по физиология към БАН.

3.3.1 Селекция на лицата

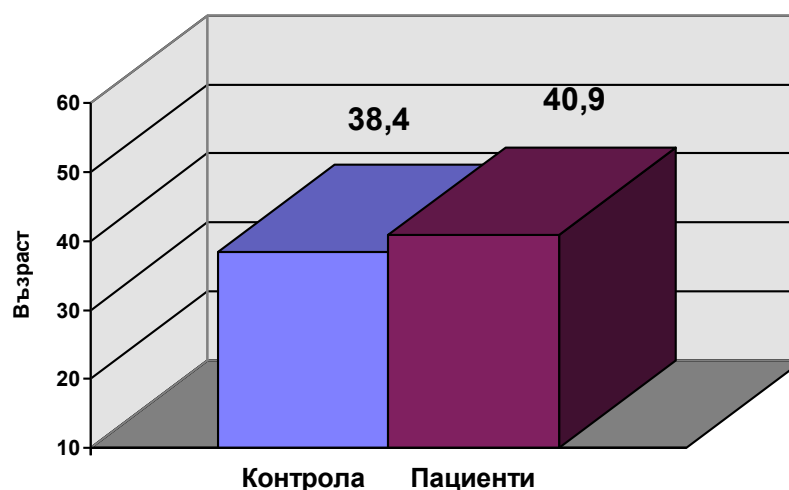
Селекцията на лицата, включени в настоящата работа се подчинява на определени критерии. Преди всичко те са разделени на две основни групи - **здрави лица (контролна група)** и **пациенти с определен тип вестибуларна патология** (таблица 1).

Таблица 1. Селекция на лицата

Група	Общ брой	Средна възраст
Здрави лица (контролна група)	34 5	38,4
Пациенти с определен тип патология	76 8	40,9

3.3.2. Селекция на лица за контролната група

Средната възраст на лицата в контролната група е 38,4 години, а средната възраст при пациентите - 40,9 години (фиг. 10). Вижда се, че по този показател данните са съпоставими.



Фиг. 10 Средна възраст на лицата от контролната група и пациентите

Първата група е контролна и служи за определяне на референтните стойности за отделните показатели на стабилограмата. В тази група са включени произволно и случайно подбрани клинично здрави лица от двата пола, без анамнестични и клинични данни за някаква обща патология или патология от страна на вестибуларната система, ЦНС и равновесната функция. Тази група включва 345 лица на възраст от 7 до 80 години, средна възраст - 38,4 години (таблица 2).

Таблица 2. Възrastови данни на лицата от контролната група

Група	Общ брой	Минимална възраст	Максимална възраст	Средна възраст
Здрави лица (контролна група)	345	7	80	38,4

Критерии за включване на лицата в контролната група:

- * *Случайно и произволно подбрани*
- * *Клинично здрави*
- * *Без анамнестични данни за равновесни нарушения*
- * *Без оплаквания от страна на равновесието*
- * *Негативен оториноларингологичен статус*
- * *Негативен отоневрологичен статус*

3.3.3. Селекция на пациентите

Втората група са пациенти с различни видове заболявания на вестибуларната функция. В тази група са включени 768 лица на възраст от 10 до 72 години, средна възраст - 40,9 години (таблица 3).

Таблица 3. Възрастови данни на пациентите

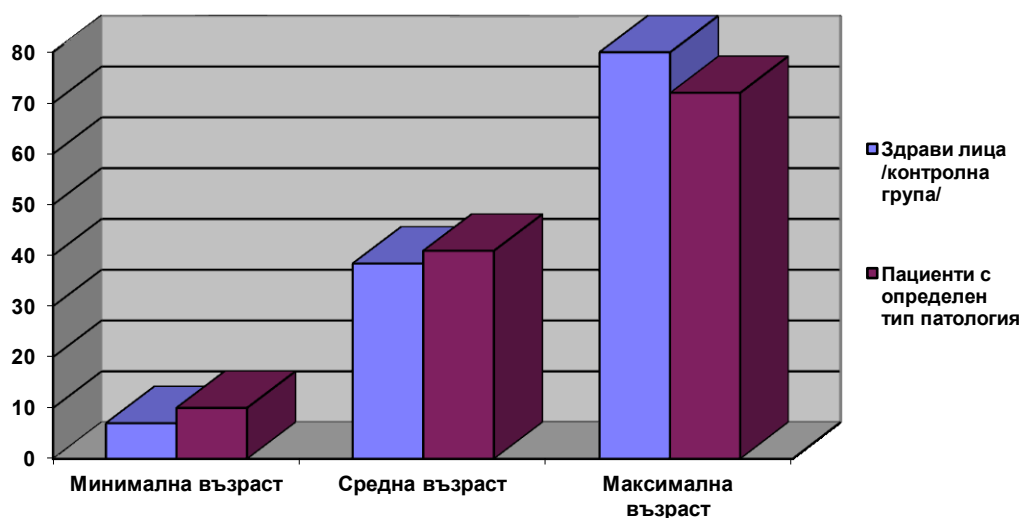
Група	Общ брой	Минимална възраст	Максимална възраст	Средна възраст
Пациенти с определен тип вестибуларна патология	768	10	72	40,9

Тези пациенти са разпределени на три подгрупи - периферни вестибуларни заболявания, централни увреждания на равновесната функция и функционални увреждания на равновесната функция. Вътре в първите две подгрупи пациентите са групирани в по 7 нозологични единици, показани по-долу. Включването на пациентите в съответните групи и подгрупи става след внимателен и обстоен оториноларингологичен, отоневрологичен, а при необходимост - неврологичен или неврохирургичен преглед. За да бъде пациента включен в съответната група, трябва заболяването му да бъде установено и верифицирано с общоприетите диагностични методи, без използване на стабилметрията. Това означава, че данните от стабилметрията се интерпретират при вече установена и доказана патология. Това е от особено голямо значение при определяне на чувствителността и специфичността на тази методика.

Критерии за включване на лицата във II група (пациенти):

- * *Оплаквания от страна на равновесната система*
- * *Обстоен оториноларингологичен преглед*
- * *Обстоен отоневрологичен преглед*
- * *Установено периферно или централно увреждане на вестибуларната функция*

Вижда се, че данните на лицата от двете групи по отношение на възрастов диапазон и средна възраст са много близки (виж фиг. 10А), затова можем да приемем, че резултатите, получени при двете групи ще са съпоставими.



Фиг. 10А Възрастов диапазон на изследвания контингент лица (обобщено)

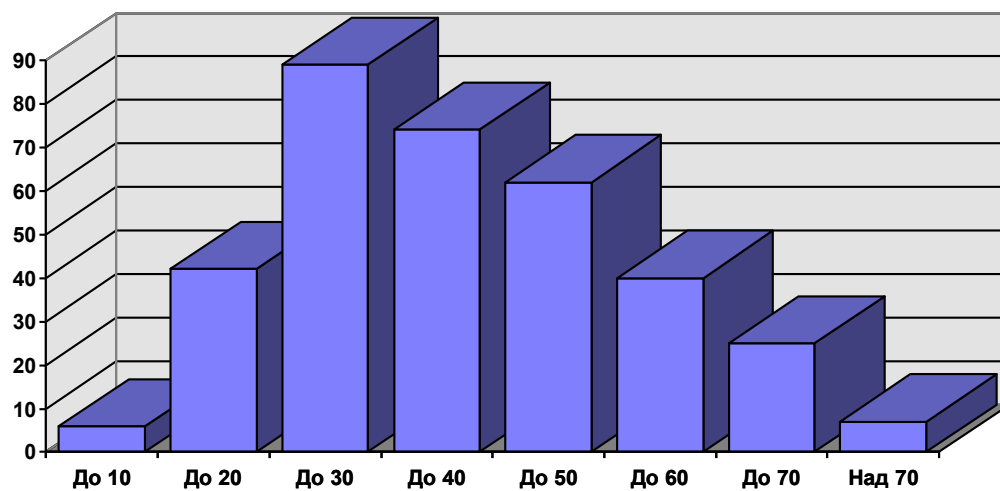
3.4. Разпределение на материала

3.4.1. Контролна група здрави лица

При контролната група разпределението на лицата по възрастови групи е представено на таблица 4, а в графичен вид на фиг. 11.

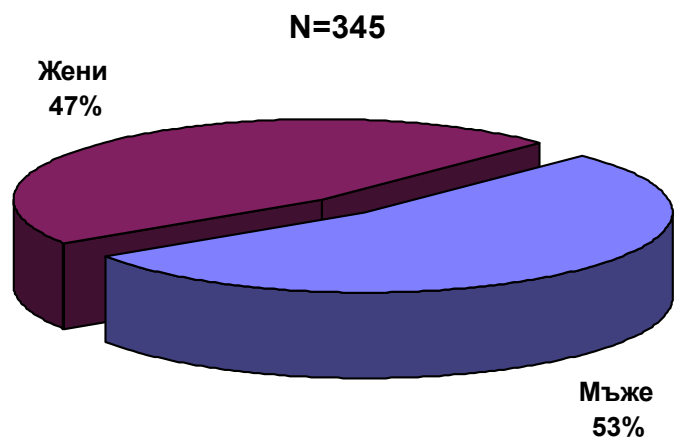
Таблица 4. Разпределение на здравите лица по възраст

Възраст	До 10	1-20	1-30	1-40	1-50	1-60	1-70	Над 70
Брой (N=345)	4	2	9	4	2	0	5	7



Фиг. 11 Разпределение на контролната група по възраст

В контролната група мъжете са 184 а жените - 161. Разпределението на лицата по пол е представено на фиг. 12:



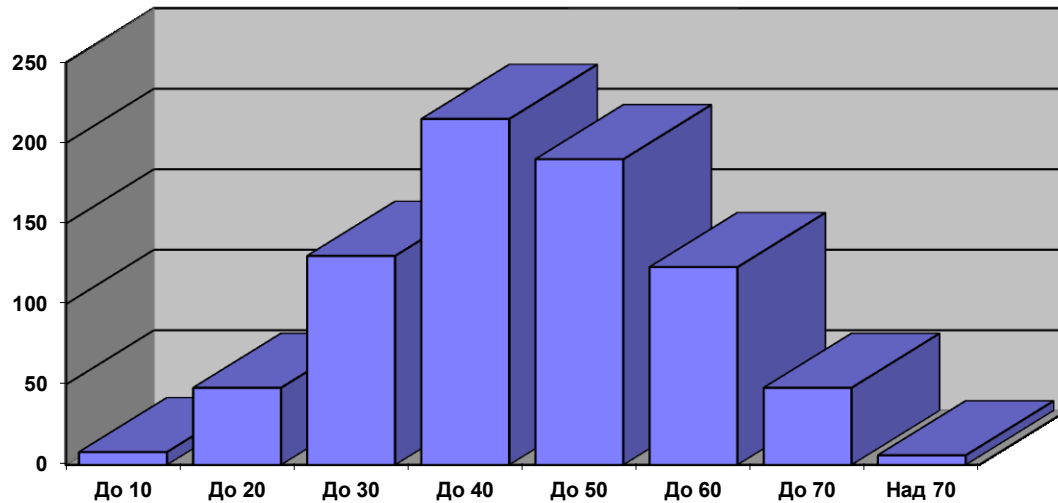
Фиг. 12 Разпределение на контролната група по пол

3.4.2. Пациенти

Пациентите, включени в общата група са 768. Тяхното разпределение по възраст е показано съответно на таблица 5 и фиг. 13.

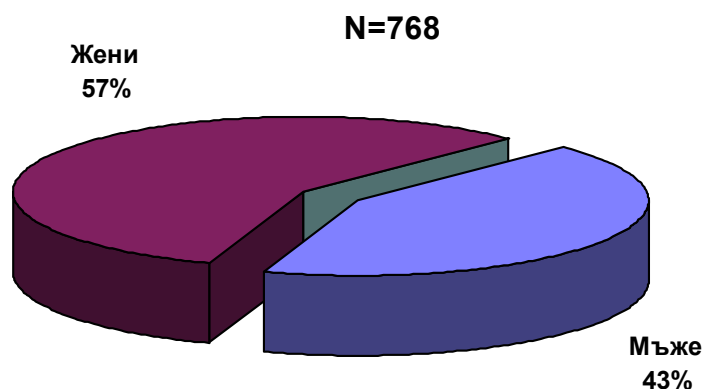
Таблица 5. Разпределение на пациентите по възраст

Възраст	До 10	1- 20	1-30	1-40	1-50	1-60	1-70	Над 70
Брой (N=768)	8	48	30	15	90	23	8	6



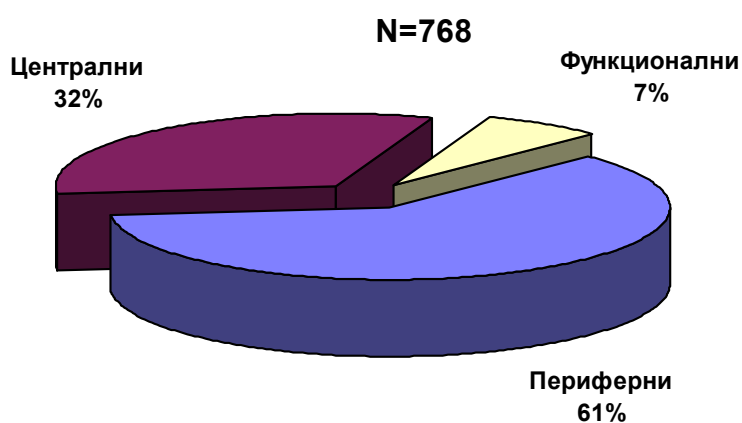
Фиг. 13 Разпределение на пациентите по възраст

В групата на пациентите мъжете са 329, а жените - 439. Общото разпределение на пациентите по пол е представено на фиг. 14.



Фиг. 14 Разпределение на пациентите по пол

Групата на пациентите е разделена на три подгрупи - периферни вестибуларни заболявания (N=468), централни увреди на равновесната функция (N=246) и функционални увреди на равновесието (N=54). Неравномерното процентно разпределение в тази група отразява спецификата на работа в нашия отоневрологичен сектор, ориентиран предимно към периферната патология на вестибуларната система. Разпределението на пациентите на подгрупи е показано графично на фиг. 15.

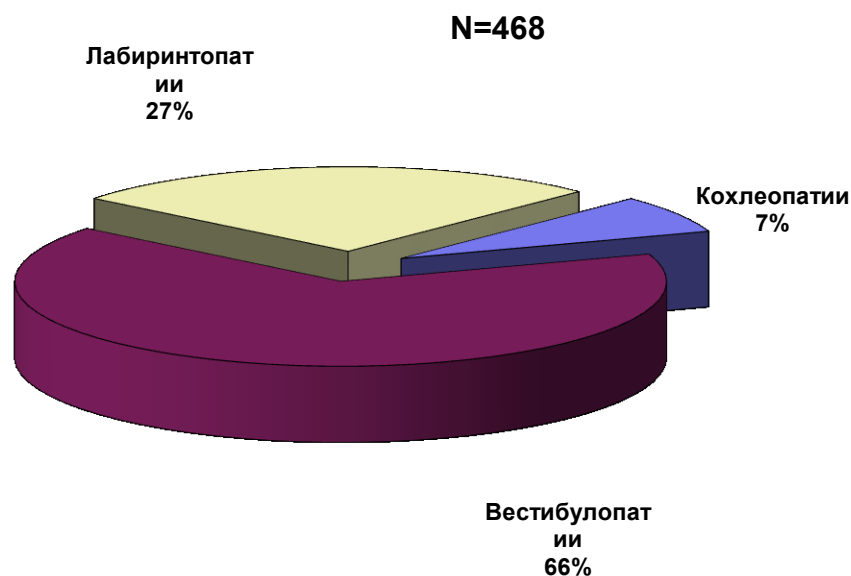


Фиг. 15 Разпределение на пациентите по тип патология

Вътре в отделните подгрупи пациентите са разпределени по нозологични единици. И в групата на пациентите с периферна, и в групата на пациентите с

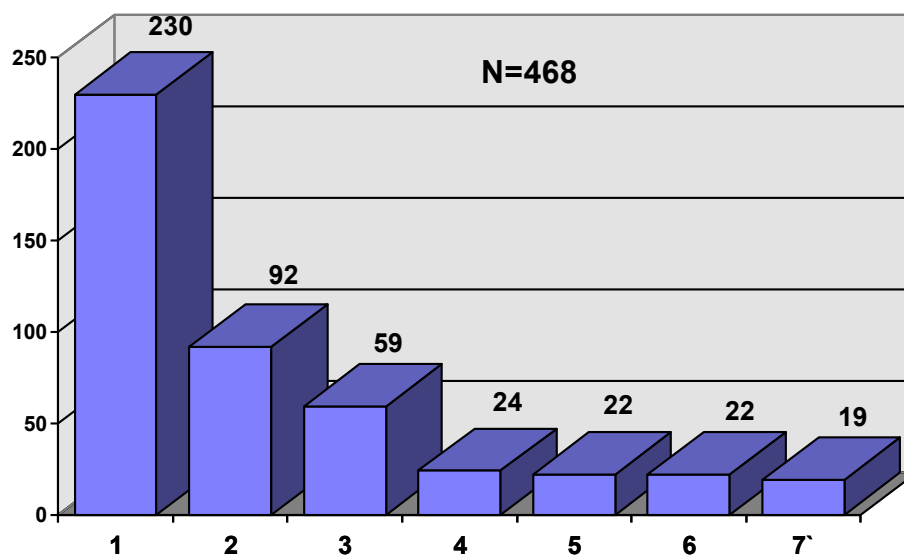
централна патология сме включили по 7 нозологични единици, представящи най-разпространената патология в дадената подгрупа.

По -нататък при представяне и обсъждане на резултатите на пациентите с периферни вестибуларни заболявания, те ще бъдат групирани по различен начин, отразяващ общоприетата в момента у нас класификация - кохлеопатии, вестибулопатии, лабиринтопатии. На фиг. 16 е представено разпределението на лицата според тази класификация.



Фиг. 16 Разпределение на пациентите с периферна вестибуларна патология според приетата у нас класификация.

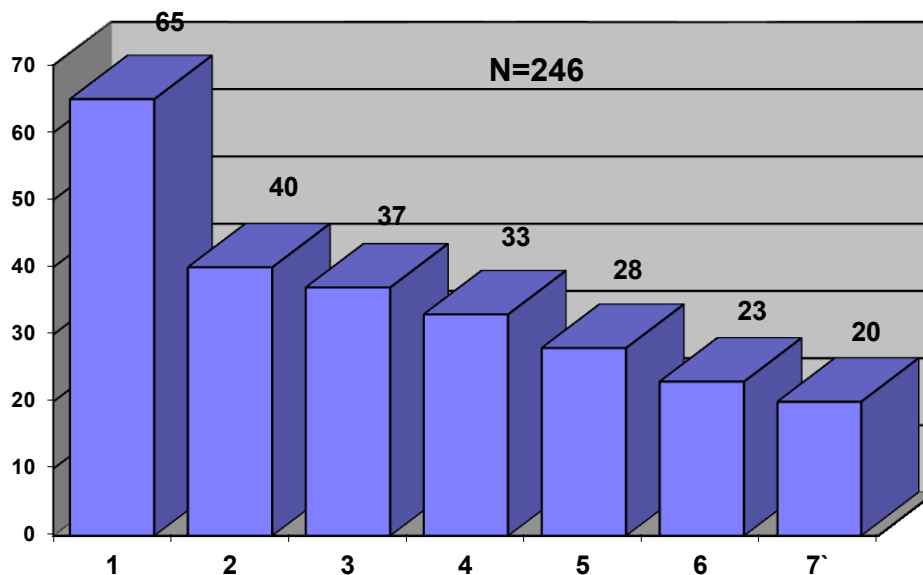
За по-голяма прегледност и възможност за преценка на стабилографските данни обаче, ние сме включили в тази група 7 нозологични единици, както следва: вестибулопатии, лабиринтопатии, позиционен отоневрологичен синдром, пациенти с хроничен отит, слухов неврит, мениерова болест, отосклероза. Детайлното разпределение на броя на лицата според периферната вестибуларна патология е показано графично на фиг. 17.



Фиг. 17 Разпределение на пациентите с периферна вестибуларна патология по нозологични единици.

- 1- вестибулопатии;
- 2- лабиринтопатии;
- 3- позиционен лабиринтен синдром;
- 4- хроничен отит;
- 5- слухов неврит;
- 6- мениерова болест;
- 7- отосклероза.

Както вече споменахме, пациентите с централни вестибуларни заболявания също са групирани в 7 нозологични единици: вертебро-базиларна недостатъчност, централен отоневрологичен синдром (предимно със съдов характер), невровегетативна дистония, множествена склероза, тумори на ЦНС, черепномозъчни травми и една малка група с други заболявания на ЦНС, представени предимно от пациенти с епилепсия, корова и малкомозъчна атрофия и мигрена. Разпределението на лицата според нозологичната единица е представено графично на фиг. 18:

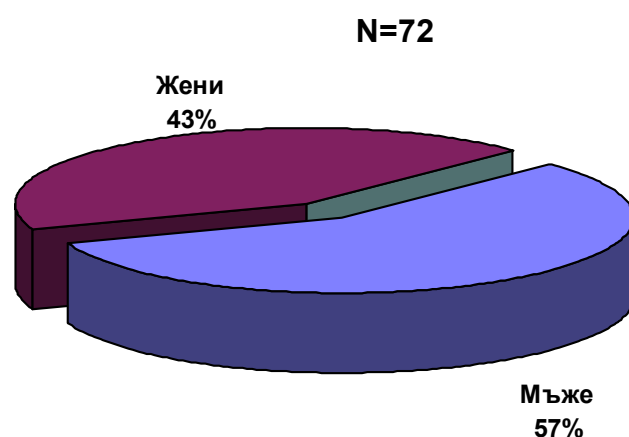


Фиг. 18 Разпределение на пациентите с централна вестибуларна патология.

- 1- вертебро-базиларна недостатъчност;
- 2- централен отоневрологичен синдром;
- 3- невровегетативна дистония;
- 4- множествена склероза;
- 5- тумори на ЦНС;
- 6- черепномозъчни травми;
- 7- разни.

В началото бе споменато, че част от нашия контингент пациенти бе изследван по определени методики съвместно с колектив от лабораторията по биомеханика на института за изследване на мозъка към БАН. Това бе наложено от факта, че единствено там има апаратура за извършване на динамични стабилметрични проби. Ние изследвахме съвместно общо 93 лица с предимно периферна вестибуларна патология. При 39 пациенти бе изследвана стабилметричната картина при натоварващи проприорецепцията условия (променена подпорна площ), а при други 54 пациенти бе извършена динамична стабилметрия с анализ на ЕМГ-отговорите от големите мускули на долните крайници, участващи в поддържането на равновесието. Протоколите на двата вида изследвания са подробно разгледани в главата посветена на методиките, прилагани в това проучване.

При други 72 клинично здрави лица (наречени условно “контролна група 2”) бяха регистрирани някои антропометрични данни, най-вече ръст и тегло. Тези данни бяха използвани за да се тества методиката по отношение на влиянието на ръста и теглото на индивидите върху резултатите от стабилметричното изследване. При същият контингент пациенти бе тествана и повторемостта на резултатите, чрез извършване на многократни стабилметрични тестове както в краткотраен (в рамките на един ден), така и в дълговременен (в течение на няколко дни и седмици) аспект. Данните на тези лица по отношение на пол и възраст са представени съответно на фиг. 19 и табл. 6.



Фиг. 19 Разпределение на лицата от контролна група 2 по пол

Таблица 6. Разпределение на лицата от контролна група 2 по възраст

Възраст	До 10	11- 20	21-30	31-40	41-50	51-60	61-70	Над 70
Брой (N=72)	5	8	22	22	6	4	3	2

3.5 МЕТОДИКА НА ИЗСЛЕДВАНЕТО

Целта на това проучване е да се въведе в клиничната практика и да се проучи клиничната стойност на **конвенционалната стабилومتрия**. Ето защо това е основният метод, използван от нас. Разбира се, невъзможно е един метод, прилаган в дадена клинична област да бъде изваден от общия контекст на всички други диагностични методи, ползвани от тази специалност. Затова ние в пълен обем сме използвали всички други налични (и достъпни!) диагностични методи. Това не само че не разводнява работата, а напротив - дава възможност за сравнителна оценка на стойността и диагностичната информативност на всяка отделна методика. По този начин сме се възползвали от пълния обем на класическото оториноларингологично изследване на пациентите, класическите отоневрологични методи, някои съвременни електрофизиологични методи и като допълнение сме включили известен брой болни изследвани с най-съвременната разновидност на стабилومتрията - динамичната стабилومتрия.

3.5.1 Обект и единици на наблюдението

3.5.1.1 Обект на наблюдението

Това са данните от стабилографското изследване, проведено по различни методики на стабилографски платформи модели СИП-1 и Тоennies върху случайна извадка от здрави мъже и жени на различна възраст, а също така и върху пациенти с доказани различни форми на периферни и централни отоневрологични заболявания, включени в това изследване.

3.5.1.2 Логическа единица на наблюдението

Това е всеки индивид, включен в изследването и отговарящ на критериите за включване в някоя от дефенераните групи.

3.5.1.3 Техническа единица на наблюдението

Това е отоневрологичния сектор към Катедрата по УНГ болести на Медицинския университет – болница “Царица Йоанна” и лабораторията на секцията по биомеханика на движенията към Института по физиология на БАН.

3.5.2. Признаци на наблюдението

За да може да се направи статистически значима оценка на различните стабилографски показатели в норма и патология, а също така и да се сравнят с други широко използвани методи в отоневрологията, бяха подбрани следните признаци на наблюдението:

3.5.2.1 По отношение на лицата

– пол, възраст, тегло, височина.

3.5.2.2. По отношение на ЛОР-статуса

– анамнеза, физикална находка при рутинен преглед на ЛОР-органите, аудиометрично изследване (тонална прагова аудиометрия), надпрагови проби (SISI), в някои случаи регистрация на слухови стволови евокирани потенциали, при нужда – тимпанометрия и стапедиус-рефлекс.

3.5.3. Отоневрологично изследване

Статокинетични проби – Romberg, показалечната проба на Barani, носопоказалечна проба, адиадохокинезия, Babinski-Weil, степенг-теста на Fukuda, стабилометрия.

Изследване на нистагъма – с невъоръжено око, с помощта на очилата на Френцел, електронистагмография.

Калорична проба – по методиката на Fitzgerald-Hallpike (включително и с компютърна обработка на резултатите).

Връщателни проби – класическа връщателна проба на Barani, връщателни проби на електровръщателен стол на фирмата Toennies, проведени по различни програми.

3.5.4. Стабилометрично изследване

Различни параметри на стабилограмата, регистриране с отворени и затворени очи, като път, скорост на преместване на ЦТ, площ на обвивната крива, коефициент на Romberg, изчислен за различните показатели, най-вече път, амплитуда на отклоненията в предно-задна и странична посока, EMG-отговори от два мускула – *m. tibialis ant.* и *m. soleus* при динамичната стабилометрия. Тези отговори бяха преценявани по отношение на латентност, продължителност и максимална амплитуда.

3.6. Време и място на наблюдението

Проучването обхваща 15 годишен период (1994 – 2009 година). Всички изследвания са извършени в отоневрологичния сектор към Катедрата по УНГ болести на Медицинския университет – болница “Царица Йоанна” и лабораторията на секцията по биомеханика на движенията към Института по физиология на БАН.

3.7. Органи на наблюдението и микронаблюдението

Изследванията и обработката на данните са извършени лично от автора, с помощта на технически персонал. Изследванията на динамична платформа са извършени съвместно с колектива на лабораторията на секцията по биомеханика на движенията към Института по физиология на БАН.

3.8. Клинико-диагностични методи за обработка и анализ на данните

3.8.1. Лор-статус

В отоневрологичния сектор на Катедрата по УНГ болести, където бе извършено това проучване, основният контингент пациенти са с периферни увреждания на вестибуларната функция. Ето защо от особено голямо значение е щателно снетия статус на ЛОР- органите в анамнестичен, физикален и инструментално- диагностичен аспект.

3.8.1.1. Анамнеза

В **анамнестичен** план старателно разпитвахме пациентите за техните оплаквания, като особено наблягахме на вестибуларната симптоматика (световъртеж, замайване, вегетативни реакции, нестабилно равновесие) и кохлеарната симптоматика (намаление на слуха, шум в ушите, възпаления, травми). Интересувахме се от началото на оплакванията (остро, постепенно), характера на протичане (прогресиращо или на пристъпи), провокиращи моменти, съпътстващи заболявания, фамилна обремененост. Много автори съобщават за използването на специални въпросници. Поради голямата стойност на анамнестичните данни, ние изготвихме специална форма- въпросник, в която пациентите самостоятелно отбелязват по- важните моменти от техните оплаквания. Използването на такъв вид въпросници по наше мнение е особено полезно по няколко причини. На първо място те систематизират оплакванията на пациентите, така че при среща с лекаря те имат възможност да наблегнат на най-

същественото от тях. От друга страна лекарят има възможност по- добре и по- бързо да се ориентира в понякога обърканите обяснения на пациентите и да насочва разпита в съществена посока. Не по- маловажно е и документирането на анамнезата, която по- късно може да служи като база за по- нататъшно проследяване на състоянието на пациента.

3.8.1.2. Физикално изследване

Класическото **физикално ЛОР- изследване** предвижда отоскопия (включително и с помощта на отоскоп и микроскоп), предна, при нужда и задна риноскопия, мезофарингоскопия, изследване на евстахиевата тръба. Установените патологични отклонения се отбелязват в документацията на пациента.

Съществена част от отоневрологичното изследване е **изследването на слуха** на пациентите. Чрез някои акуметрични проби се ориентирахме за състоянието на слуховата функция. Прилагахме различни аудиометрични проби, извършени на голям клиничен аудиометър МА-31. Тоналната прагова аудиометрия по въздушен и костен път бе задължително провеждана при всички пациенти. Така се установяваха и документираха различните видове и степени нарушения на слуха. При необходимост от диагностично изясняване провеждахме надпрагови проби (най- вече **SISI**- теста като най- информативен и общоприет), с което определяхме нивото на увреждане на слуха (кохлеарно или ретрокохлеарно). Чрез тимпанометрия установявахме състоянието на структурите на средното ухо, а чрез импедансметрия- акустичния рефлекс. При съмнение за обемен процес в понтоцеребеларния ъгъл, демиелинизиращ процес или други отологични и неврологични заболявания извършвахме регистрация на слухови стволови евокирани потенциали (ССЕП).

3.8.2. Отоневрологично изследване

Класическото отоневрологично изследване, наред с определянето на слуха, включва и изследване на нистагъма (вестибулоокуломоторни рефлексии) и изследване на равновесната функция в покой и движение (вестибулоспинални рефлексии).

3.8.2.1. Изследване на вестибулоокуломоторните рефлекс

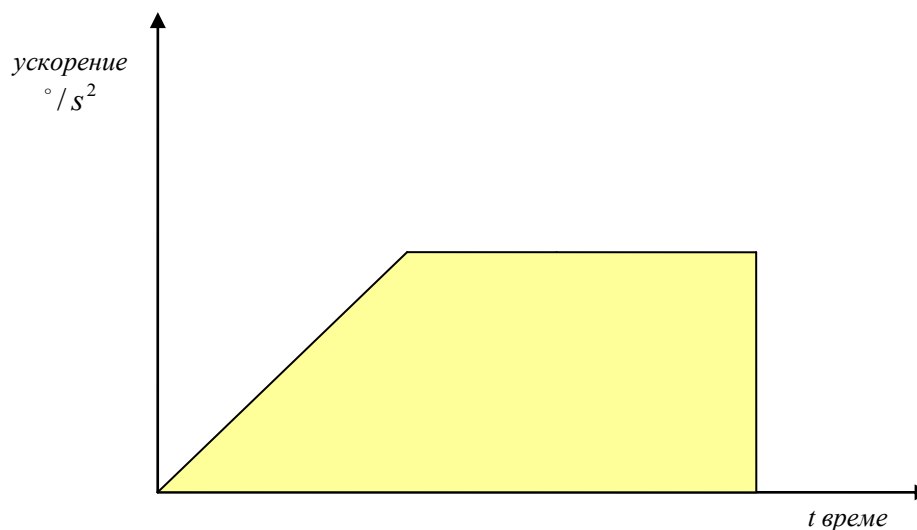
Нистагъмът според повечето автори има най-голяма диагностична стойност. Отчитането на редица негови параметри допринася съществено за изясняване на същността и топиката на патологичния процес. При изследване на спонтанния нистагъм с невъоръжено око ние определяхме липсата или наличието на нистагъм и субективно някои негови качествени и количествени характеристики. При прав поглед и при отклоняване на очните ябълки в различни посоки ние отчитахме посоката (еднопосочен, комбиниран, множествен), амплитудата (ниско-, средно- или едро амплитуден), честотата (ниско-, средно- или високочестотен), съдружността (двуочен, монокуларен), ритмичността (ритмичен, дизметричен) и др. Степента на спонтанния и позиционен нистагъм определяхме по тристепенната скала на *Nylen*.

По- точно е изследването под очилата на Френцел. Тук отчитахме наличието на *спонтанен, латентен, позиционен и инклинационен* (включително проба на *Rose*) нистагъм. Отчитахме същите параметри, както и при изследване с невъоръжено око, но при латентния нистагъм отчитахме продължителността му, а при позиционния и инклинационния (шиен) нистагъм- наличие на латентен период, позицията, която предизвиква нистагъма, наличие или липса на вегетативни реакции, дали нистагъма се изчерпва при неколккратно заемане на дадената позиция. Разбира се, ние правехме разграничение между чисто позиционния нистагъм (появяващ се при определена позиция) и позициониращия нистагъм (появяващ се при заемане на дадена позиция). Под очилата на Френцел и с помощта на балона на Politzer също така търсехме наличие на фистулен симптом при хроничните отити.

Електронистагмографията от дълго време се използва в нашия сектор за прецизна регистрация и точна количествена интерпретация на спонтанните или предизвикани нистагмени реакции. До преди две години ние извършвахме регистрация на нистагъма с електронистагмограф (комбиниран с вързателен стол) на фирмата *Toennies*. Записът се правеше върху хартиена лента, а обработката на резултатите от изследването и изчисляването на параметрите на нистагмената реакция се извършваше ръчно. Това отнемаше много време и сили и значително намаляваше възможностите за изследване на голям брой пациенти в аспекта на рутинната диагностична процедура. От две години насам използваме най- съвременната апаратура за регистрация и анализ на

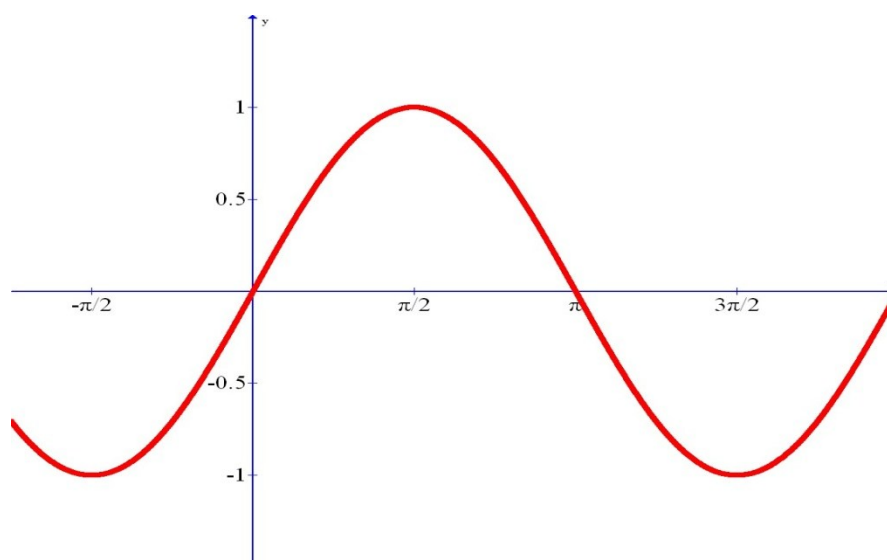
нистагмените реакции- апарата *Nystagliner*, също на фирмата *Toennies*, с компютърен запис и анализ на нистагъма. Обработката на резултатите се извършва в реално време, он-лайн, което дава възможност за непосредствено наблюдение на динамиката на нистагмената реакция, незабавно получаване на резултатите от изследването и бърза диагностична преценка. С помощта на тази методика сме изследвали 70 пациенти. При интерпретиране на резултатите от нистагмографията ние смятаме, че най- информативния параметър е скоростта на бавната фаза на нистагъма ($^{\circ}/s$), защото е от периферен произход. При различните проби (връщателни, калорична) ние отчитаме и други параметри.

Особено голяма е стойността на ENG при провокираните вестибуларни реакции. От **връщателните проби** ние прилагаме както ориентировъчната “ръчна” връщателна проба на *Barani*, така и почти всички съвременни връщателни проби с едновременна регистрация на пер- и постротаторен нистагъм. Най- често прилагаме пробата “непълен трапец” с начално ускорение $4^{\circ}/s^2$ до скорост $90^{\circ}/s$, плато 90 s и внезапен (за 1-2 s) стоп (Фиг. 20).



Фиг. 20 Непълен трапец

Друга бърза и информативна проба, която прилагаме бе пендел-теста с максимална скорост $90^{\circ}/s$ и период 4 s (Фиг. 21).



Фиг. 21. Пендел-тест

Предимно изследвахме хоризонталните полуокръжни канали, защото информацията от тях има най-голямо значение за човека. Основен ориентир при тези проби е сравняване на ляво-дясната реактивност с изчисление на преобладаването на нистагъма по лабиринт. За целта прилагаме формулата на *Jongkees* за асиметрията:

$$A = \frac{V_1 - V_2}{V_1 + V_2} \cdot 100 (\%), \quad (1)$$

където:

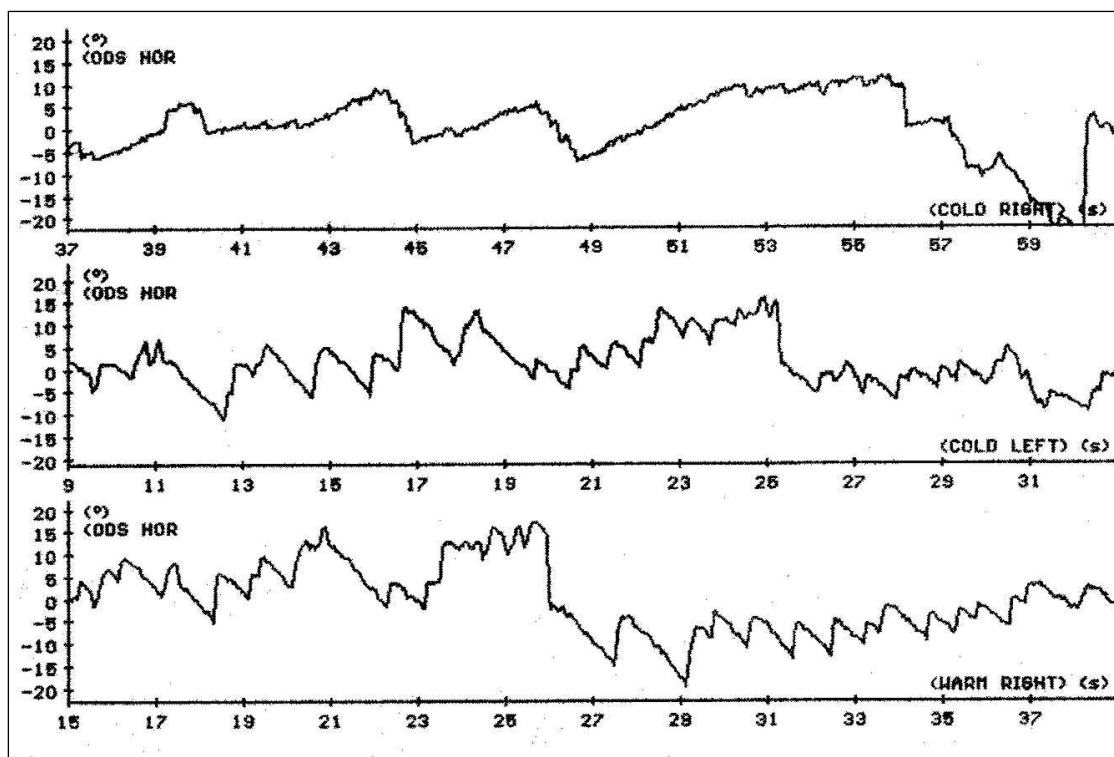
- V_1 е максималната скорост на бавната фаза на нистагъма в дясно;
- V_2 - максималната скорост на бавната фаза на нистагъма в ляво.

За физиологични стойности на асиметрията приемахме стойности до 20%. От 20 до 30% стойностите са съмнителни и над 30% приемаме че е налице патологична асиметрия.

Поради някои особености на въртателните проби (винаги се дразнят двата лабиринта), стойността им е особено голяма при проследяване на състоянието на пациентите и при оценка на процесите на възстановяване или компенсация на увредената вестибуларна функция.

Със значителна диагностична стойност са **калоричните проби**. Съществува голямо многообразие от различни модификации на оригиналния тест на *Barani*. Ние използваме теста на *Fitzgerald- Hallpike*. При него

температурния градиент на водата е $\pm 7^{\circ}$ от нормалната телесна температура. Това е най-общоприетата и използвана проба. Ние вливаме 200 ml вода за 15 s с цел полученият нистагъм да не съвпадне по време с периода на вливане. Най-голяма информативност има битермалната калорична проба, ето защо при всички случаи ние я предпочитаме. Едновременно с това правим ENG-запис с компютърна обработка на резултатите (фиг. 22).



Фиг. 22 ENG-запис

Оценката на нистагмената реакция се прави около кулминационната точка. Вместо абсолютните стойности на резултатите, ние предпочитаме определянето на относителната разлика между реактивността на двата лабиринта (асиметрия), изчислена по модифицираната формула на *Jongkees* поотделно за преобладаването на нистагъма по посока (DP- *directional preponderance*) - формула (2) или по лабиринт - формула (3):

Преобладаване на нистагъма по посока:

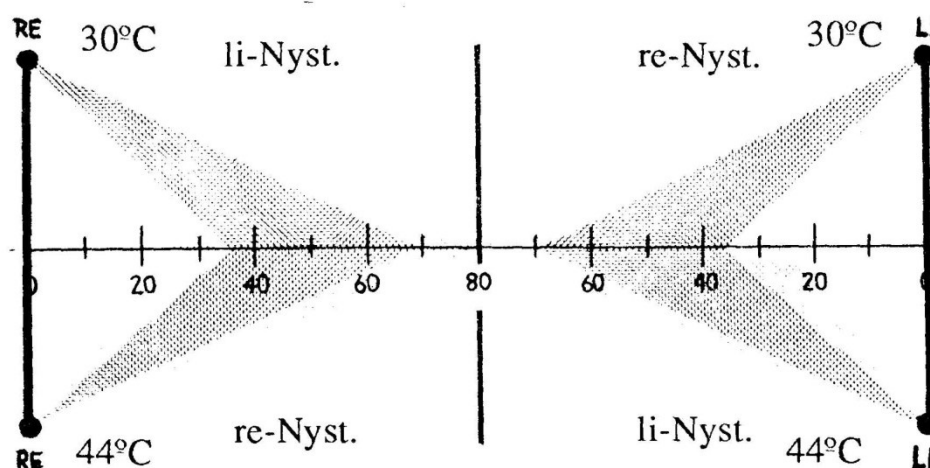
$$A = \frac{(D_C + L_T) - (D_T + L_C)}{D_T + D_C + L_T + L_C} \cdot 100 (\%) \quad (2)$$

Преобладаване на нистагъма по лабиринт:

$$A = \frac{(D_C + D_T) - (L_C + L_T)}{D_T + D_C + L_T + L_C} \cdot 100(\%) \quad (3)$$

където D_C , D_T , L_C и L_T са скоростите на бавната фаза на нистагъма в дясно и ляво при топла и студена калория.

Тук отново приемаме асиметрия до 20% за нормална физиологична стойност, а над 30%- за определено патологични стойности (относителна калорична хипо- или хиперрефлексия, арефлексия). За графично представяне на резултатите от тази проба използваме “*пеперудата*” на *Claussen*, която е много нагледна и дава възможност за визуална оценка на резултатите (фиг. 23).



Фиг. 23 “Пеперудата” на Claussen

3.8.2.2. Изследване на вестибулоспиналните рефлексии

Тук ще споменем само класическите проби за изследване на равновесието и координацията на пациентите, а стабилметричните проби ще бъдат разгледани отделно.

Всяко изследване на равновесната функция започва с **теста на Romberg**. Пациентът стои с прибрани крака и ръце край тялото. Ръцете може да са протегнати напред, като с това целим отвличане на активното внимание на лицето и по-лесно отчитане на отклоненията. Стоежът в тази поза обикновено е 30–40 s, след което молим пациента да затвори очи и отново да престои в това положение 30–40 s. Отчитаме визуално общата стабилност с отворени и затворени очи, разликата в колебанията с отворени и затворени очи, посоката и

характера на отклоненията, ако има такива. Обикновено говорим за отклонения с латерализация или отклонения без латерализация. При латерализация на пробата отчитаме посоката на отклоненията спрямо евентуално наличния нистагъм. Понякога се налага да повторим пробата няколко пъти, за да сме сигурни, че пациентите залитат винаги в една и съща посока. По наше мнение тази проба няма особено голяма чувствителност, освен в случаите с остра вестибуларна криза или при някои неврологични заболявания. Пробата може да се направи по-чувствителна (сенсibiliзиран *Romberg*) по някой от познатите методи.

При **показалечната проба на *Barani*** пациентите трябва със затворени очи да достигнат със своите показалци показалците на изследвания с протегнати напред ръце и начално положение на ръцете- отпуснати край тялото (може и от вертикална горна позиция). Обикновено здрави лица изпълняват с лекота тази задача. При пациенти с декомпенсиран вестибуларен дефицит, поради промяна на тонуса на скелетната мускулатура ръцете се отклоняват съдружно по посока на бавната компонента на нистагъма. Отклонението на едната ръка или разнопосочното отклонение на ръцете говори за централна патология.

Носопоказалечната проба при вестибуларна дисфункция се проявява чрез т. нар. дизметрия - недостигане или задминаване на целта. Наличието на интенционен тремор говори в полза на централна патология.

При някои проби ние изследваме не толкова равновесната функция на пациента, колкото координацията. Такава например е пробата за търсене на **адиадохокинезия**. С нея търсим определени белези за централно засягане.

Наред с пробите за изследване на равновесието в покой, използвахме проби и за изследване на кинетичното равновесие. Най- известна тук е **походката на *Babinski- Weil***. Със затворени очи пациента върви напред и назад определено разстояние, като това се повтаря няколко пъти. Лицето е инструктирано предварително, за да не се ориентира по звука по време на изследването. Отчита се общата стабилност, типа походка и отклоненията от правата линия. Приема се отново, че ъглови отклонения до 20^0 са в границите на физиологичната асиметрия. Отклонения над 20^0 , които са по посока на бавната компонента на нистагъма приемаме, че са от периферен (вестибуларен) произход. Т. нар. “*моряшка*” походка (със широко разтворени крака) е белег на двустранна вестибуларна деаферентация. “*Пръснатите*” отклонения,

атактичната походка, тоталните отклонения в една или друга посока не са от вестибуларен произход.

По-лесен за изпълнение и с по-голяма диагностична информативност е **степинг-тестът на Fukuda**. При него лицето марширува на място 30 пъти със затворени очи. Отчитат се главно две неща. Ъгловите отклонения над 20° по посока на бавната компонента на нистагъма са от периферен произход. Линеините отклонения, а също така и несистемните отклонения говорят в полза на централна патология.

3.8.2.3. Стабилометрия

Тук ще разгледаме методиката както на класическата (статична) стабилометрия, така и на динамичната стабилометрия.

3.8.2.3.1. Класическа (статична) стабилометрия

Стабилометричните изследвания по тази методика извършвахме на система за стабิโลграфски изследвания **СИП-1**, българско производство с оригинална конструкция, производство на фирмата “Софинформпродукт” (фиг. 24). Това е единственият български апарат от този тип, масово произвеждан и продаван на медицинския пазар от 1992 година насам. Цената му е достъпна, затова с него се работи в повече от 15 кабинети с различни профили в цяла България. Очаква се осъвременяване на конструкцията и още по-масовото му навлизане в практическата дейност, ето защо се яви необходимостта от тестване в клинични условия, стандартизиране на методиката и изработване на референтни стойности, което е и част от задачите на тази работа.



Фиг. 24 А



Фиг. 24 В

Системата се състои от стабیلграфска платформа (Фиг. 24 А), персонален компютър PC AT 286, 16 MHz, 1 Mb RAM, 40 Mb HDD, 5" флопидисково устройство, цветен монитор EGA, пишещо устройство (матричен принтер Star LC- 15), интерфейсна платка и свързващи кабели (фиг. 24 В).

Самата стабیلграфската платформа (Фиг. 18 А) представлява устройство с равна повърхност и размери 400x400x128 mm. Отгоре има очертани ориентировъчни стъпала за поставяне на краката на пациента. Има вграден операционен усилвател на сигнала (чувствителност >1 mV, усилване > 40 dB, изходно напрежение 0,5 V) и автономно захранване. Принципът на регистриране

и отчитане на сигнала е капацитивно-индуктивен. Усилвателят е 4 канален. Чувствителността на платформата е 1 mV/mm. Честотата, с която се скенират показанията на платформата е 10 Hz. Електрическият сигнал получен от стабิโลграфската платформа се предава посредством ширмован кабел на интерфейлната платка, поставена в компютъра на стандартен ISA-слот. Тази платка представлява двуканален аналогово-цифров преобразовател (АЦП), управляван програмно. Предназначението и е да преобразува електрическия сигнал от платформата в цифров код, необходим за работата на компютъра. След това данните се обработват от програмния продукт и се предоставят на изследващия в графичен и цифров вид върху екрана на монитора или се разпечатват на печатащото устройство.

Ние работихме предимно с 2 програмни продукта. Първият от тях (МС-1) първоначално се доставяше стандартно със системата до 1995 год. Тази програма изважда следните параметри на стабิโลграмата: път, скорост на преместване на ЦТ, площ на получената фигура, коефициент на *Romberg*, десетте най-големи отклонения и времената на тяхното получаване, хистограма на отклоненията, “обвивната” крива и същата в разгърнат вид. Втората програма (СТА-1), с която работим от 1995 година е разработена от нас, съвместно с програмист. Тя отчита следните показатели: път, коефициент на *Romberg*, амплитуда на отклоненията в предно-задна (Dy) и странична (Dx) посока. Кое наложи създаването на втора програма, с която работят сега повечето потребители, като се има пред вид, че тя отчита по-малко параметри от първата? Анализът на работата с първата програма за период от 3 години показва, че тя е много бавна (написана е на 8 битов код и стар програмен език –DOS) и не може да използва пълноценно възможностите на съвременната компютърна техника. Изследването на един пациент, включително с разпечатване на резултатите отнема от 25 до 30 минути! Част от необходимата математическа обработка на сигнала се изпълнява оф-лайн, впоследствие, което също отнема много време. Много параметри създават съществени затруднения на практикуващите лекари, освен това диагностичната информативност на някои от тях (по литературни и наши данни) е ниска, други са взаимно детерминирани (напр. път и скорост). Нашата цел беше да се апробира и внедри в клиничната практика бърза, лесна за употреба и достъпна за интерпретация програма. Старата програма не отговаряше напълно на тези изисквания, което наложи създаването

на нов, бързодействащ и донякъде опростен вариант, но с насоченост към ежедневната клинична работа с пациентите, включително и в кабинети с широк профил. Новосъздадената от нас програма е написана изцяло на нов програмен код при използване на съвременния език за програмиране C++, което дава възможност за пълноценно използване на ресурсите на компютъра. Тя може да работи и на новите по- бързи компютри, да използва различни видове принтери и мишки за по- удобна работа. Резултатите от изследването са налице веднага, он-лайн, изследването и разпечатването на резултатите не отнема много време (под 5 мин). Програмата поддържа голяма база данни, където могат да се съхраняват различни изследвания на едно и също лице през дълъг период от време за сравнение и контрол на равновесната функция. На екрана на монитора могат да се извадят, наблюдават и сравняват до 3 произволно избрани резултата на един и същ пациент. В тази програма са включени само най- информативните показатели, а също така и новите за тази програма показатели амплитуда в предно-задна и странична посока, което улеснява работата и облекчава разчитането и интерпретирането на резултатите, особено за ежедневни диагностични нужди и от лекари с различен профил и различна квалификация. Други предимства на тази програма са, че получените образи (криви) на колебанията на ЦТ могат да се уголемяват или намаляват, да се движат по екрана, да се разглеждат поотделно, да се наслаждат и т. н.

Понастоящем ние използваме и двете програми, като първата се предпочита за изследователски разработки, втората- предимно за практически цели. Резултатите от двете програми са напълно съпоставими, което е доказано чрез многократното тестване на едни и същи лица с помощта на двете програми.

Има определени изисквания по отношение на **мястото**, където ще бъде монтиран апарата. Платформата се монтира на равен и твърд под и се нивелира прецизно. Около нея трябва да има достатъчно място (минимум по 1 метър от всяка страна) и да няма опасни предмети, върху които пациента би могъл да се нарани при евентуално падане. Помещението трябва да е тихо, равномерно осветено, около и пред платформата да няма движение на хора. Това е необходимо за да можем да осигурим **стандартизирана акустична и зрителна среда**, която да поддържа константна при различните изследвания. Тези

изисквания са във връзка с това, че равновесната функция при човека се влияе силно от различни фактори, както вътрешни, така и външни.

Важен елемент, подлежащ на стандартизация е **разстоянието** между пациента и зрителното поле пред него, подлежащо на фиксация (обикновено стена). Според различните автори това разстояние варира от 90 см до 4 метра. Ние приемаме като оптимална дистанцията от 2 метра. На това разстояние, на височината на очите на пациента поставяме зрителна цел, в нашия случай черен кръг с диаметър 10 см, който той трябва да фиксира по време на изследването с отворени очи.

Особено важно е да вземем известни **мерки за безопасност**. Когато пациента е със затворени очи трябва да сме бдителни и да имаме готовност да го хванем при евентуално залитане и падане. Платформата е на известно разстояние от земята (12 см) и ние носим отговорност в случай, че лицето се нарани по време на изследването. В нашия 5 годишен опит ние нямаме такъв случай.

Съществено условие е пациента да е спокоен и отпочинал, а не да го поставяме на платформата веднага, “от вратата”. Необходимо е точно да му разясним същността на изследването, какво се очаква от него и да гарантираме неговата безопасност. Необходим е и известен период за адаптиране на пациента към платформата при качване върху нея. Това е едно ново, необичайно положение за лицето и то се нуждае от определено време за да свикне с него. В програмата за изследване е предвиден такъв период на адаптация, но той е много кратък⁹. Ето защо уместно е преди началото на изследването пациента да предстои върху платформата поне 1 минута.

В някои случаи (напрегнати пациенти, хипохондрици, съмнение за агравация и симулация) е уместно да се отвлече активното внимание на пациента. Ние задаваме леки задачи за решаване на ум, молим пациента да брой до 100 през 2 от пред назад или обратно или с лек допир пишем едноцифрени числа върху бузата на пациента, които той трябва да познае.

Дискутабилен е въпросът дали върху платформата трябва да се стъпва с обувки или без тях. От литературния обзор видяхме, че носенето на обикновени, удобни обувки не влияе съществено на резултатите от стабилومتрията. Ние

⁹ При започване на всяко ново изследване през първите 3 секунди апаратът не извършва регистрация на движенията на ЦТ с цел адаптиране към платформата.

предпочитаме да изследваме пациентите при естествени условия, с техните обувки. Изключения са случаите, когато те носят маратонки с дебели, меки подметки, обувки с високи токчета и обувки с много дебели подметки.

Ние прилагаме няколко **протокола на изследване**:

1. При първия от тях, с който започваме всички изследвания, пациента застава на определеното място на платформата, след като предварително е получил всички разяснения. Стоежът е с нормално разтворени стъпала (пети почти прибрани, пръсти разтворени на 30°). Ръцете са отпуснати свободно край тялото. Лицето фиксира зрителна цел на 2 метра от него и стои така в продължение на 33 s (3 s за адаптация и 30 s регистрация на сигнала). След края на този период компютъра издава кратък звуков сигнал, след което пациента затваря очите си за нов цикъл от 33 s. С това изследването приключва, а на екрана на монитора се появяват резултатите, които могат да бъдат отпечатани. При нужда или опасност изследването може да бъде прекратено във всеки един момент със специален бутон и след това да продължи отново (Фиг 25).



Фиг. 25 Стабилометрично изслезване (статична стабилометрия).

2. Вторият протокол е същия като първия, но при него отвлечаме активното внимание на пациента по някой от горепосочените начини.

3. При третият протокол пациентът е с глава в положение на максимална дорзална флексия. С това целим промяна на цервико-вестибуларните рефлексии, а също така търсим и съдови промени във вертебро-базиларния регион (съдов, цервикален световъртеж).

4. При четвъртия протокол целта ни беше влошаване на проприоцептивната информация. Това постигнахме по няколко начина. Най-лесният от тях е като върху платформата се постави дебел пласт дунапрен (10-12 см), върху който стъпва пациента. Проведохме и серия експерименти с допълнително натоварване на проприоцептивната система чрез модулиране на подпорната площ. Това постигахме по няколко начина-дорзална и плантарна флексия, намалена подпорна площ и люлееща се подпора. При плантарната и дорзална флексия пациента стъпва върху наклонена плоскост с наклон 6° съответно плантарно и дорзално. При прилагане на намалена подпорна площ пациента стъпва върху подпора с ширина 9 см. Люлеещата се подпора представлява платформа със заоблена основа и радиус 30 см. Всички тези допълнителни приспособления се поставят върху повърхността на стабилометричната платформа и по този начин се провежда изследването с отворени и затворени очи.

При съмнение за автентичността на резултатите или при въздействие на различни видове смущения (напрежение, безпокойство, шум, движение), ние повтаряхме изследването неколккратно с интервал между отделните изследвания 4-5 мин. до получаване на сигнификантни и повторими резултати, които отразяват точно състоянието на дадения пациент.

3.8.2.3.2. Динамична стабилометрия

За разлика от статичната стабилметрия, която дефинирахме като неподвижен пациент върху неподвижна подпорна площ, при динамичната стабилметрия самата платформа има възможност да извършва активни движения в определен обем и по определена програма.

Ние проведохме изследвания на определен брой болни с вестибуларен дефицит съвместно с колектив на Института по физиология на БАН (биомеханика на движенията). Използвахме постурографска система на фирмата *Toennies*, състояща се от динамична платформа с размери 660x730x275 mm, персонален компютър IBM XT 286 с инсталиран Тюбингенски софтуер и електромиограф. Скениращата честота на сигнала на платформата бе 50 Hz, а продължителността на изследването с отворени и затворени очи- 20 s. Програмата, по която извършвахме изследването се състоеше от конвенционална стабилметрия (за контрол) с последващи активни движения на платформата, прилагани при отворени и затворени очи. Параметрите на тези движения, прилагани по 5 пъти през произволен интервал бяха както следва: внезапно повдигане напред (по посока на пръстите на пациента) с амплитуда 4° , продължителност 80 ms и скорост 50° (s. Наред със запис на конвенционалните стабилметрични показатели, ние отвеждахме стандартни транскутанни EMG-отговори от два мускула- *m. tibialis ant.* и *m. soleus*. Тези отговори бяха преценявани по отношение на латентност, продължителност и максимална амплитуда. По този начин бяха изследвани пациенти с вестибуларен дефицит и контролна група здрави лица.

3.9. Статистически методи за анализ на емпирични данни

Настоящото изследване се базира на приложението на следните статистически методи:

1. **Вариационен анализ за оценка на отделните параметри;**
2. **T-test и Z-тест за проверка на хипотези относно различията на средните стойности на параметрите;**
3. **Двумерни разпределения и кростаблици;**
4. **χ^2 анализ за проверка на статистически хипотези;**
5. **Дисперсионен анализ за проверка на статистически хипотези;**

6. Регресионен анализ за определяне на зависимости между статистически величини;

7. Клъстърен анализ.

Данните, получени от стабилографските изследвания на всички пациенти и здрави лица са нанесени в електронни таблици, записани във формата на MS EXCEL. Впоследствие тези резултати са трансформирани и прехвърлени за по-нататъшна обработка с един от най-съвременните пакети за статистически изследвания - пакета **SPSS17**.

3.9.1. Вариационен анализ на статистически редове

Вариационният анализ изследва изменението (вариането) на статистическите величини. Той дава тяхното едномерно разпределение (в брой и проценти), а така също служи за измерване на основните характеристики и показатели на това разпределение. Към тях се отнасят:

Средноаритметичната стойност \bar{X} (*Mean*), която се определя по формулата:

$$\bar{X} = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_n}{n} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (1)$$

Минималната стойност (*Minimum*) – най-малката стойност.

Максималната стойност (*Maximum*) – най-голямата стойност.

Медианата (*Median*) е вид позиционна средна, която се намира по средата, като подредим стойностите на две равни части. При четен брой елементи по средата има два елемента и медианата се изчислява като средна аритметична от техните стойности. Тя показва 50% от елементите на реда какви стойности приемат.

Модата (*Mode*) е най-често срещаната стойност в статистическия ред.

Стандартното отклонение е мярка за разсейването. То показва доколко близо или далече от средната стойност се намират отделните стойности. Бележи се със сигма (σ).

Намира се по формулата:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n}} \quad (2)$$

Само по себе си стандартното отклонение е наименована величина и не е подходяща за сравнение. Ето защо се изчислява т. нар. коефициент на вариация $V_{\sigma\%}$ по формулата:

$$V_{\sigma\%} = \frac{\sigma}{\bar{X}} \cdot 100. \quad (3)$$

Условно се приема, че когато този коефициент е под 50%, разсейването е малко (незначително) и над 50% - голямо (значително).

Стандартната грешка на средната аритметична (*Std. err*) обикновено се бележи с μ и се изчислява по формулата:

$$\mu = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}, \quad (4)$$

където σ е стандартното отклонение, а n – обемът на извадката.

Възоснова на стандартната грешка се изчислява максимално допустимата грешка Δ , представена с формулата:

$$\Delta = t_{(\alpha, k=n-1)} \cdot \mu \quad (5)$$

В тази формула $t_{(\alpha, k=n-1)}$ е гаранционен множител, който се определя от таблицата за стойностите на *t-критерия* на *Student* и *Fisher*.

Доверителният интервал за средноаритметичната стойност се определя по формулата:

$$\bar{X} - \Delta \leq m_x \leq \bar{X} + \Delta \quad (6)$$

Асиметрията (*Skewness*) измерва асиметричността на разпределението. Когато този коефициент е положителен, е изтеглено дясното рамо на разпределението, а когато е отрицателен – лявото.

Ексцесът (*Kurtosis*) е марка за връхната източеност на разпределението. Когато стойността на ексцеса е отрицателна, върхът на изследваното разпределение се намира под върха на нормалното (еталонното) разпределение и

казваме, че има тъп ексцес. Когато стойността му е положителна, върхът на разпределението се намира над върха на еталонното (нормалното) разпределение и казваме, че има остър ексцес.

3.9.2. Двумерни статистически разпределения (кростаблици). χ^2 -анализ

При двумерните разпределения се сравняват резултатите, получени по данни за две **качествени (категорийни) променливи**. При тях обектите се разпределят в качествени групи, които се задават описателно (словесно). Такива са признаците *пол, етиология, Statokinetic, Hearing, състояние на пациента* и др. Те се делят на три основни **вида**:

Номинално скалирани - променливи, при които обектите са разпределени в различни категории - групи. Ако признакът има само две възможни състояния (например пол), той се нарича алтернативен.

Ординално скалирани са променливите, при които значенията на признака са представени в качествени групи, но между тях съществува известно степенуване в свойството (качеството) на единиците. Ако се приеме, да се оцени състоянието на даден пациент като “лошо”, “задоволително”, “добро”, “отлично”, то тези категории показват различия в оценките, но тези различия не са измерени количествено.

Рангово скалирани са променливите, при които обектите са подредени, (ранжирани) на поредни места от 1 до n по интензитета на притежавания признак, без да има количествена информация за него. Ранжирането се прави по различен начин – въз основа на експертни оценки, приет регламент и др.

При въвеждане на качествени променливи съответните категории се записват с числа (кодове), които обаче не носят количествена информация за обектите, а само показват принадлежността им към дадена качествена група. При дефиниране на качествени променливи в пакета SPSS, се задава съответствие между кода и наименованието на съответната категория - т.е. задава се етикет на значението на категорийния признак

Кростаблиците представляват мощен метод за анализ на таблични данни. При тях статистически се обработва информацията от едно или няколко полета по редове, стълбове или общо. Тези полета могат да съдържат суми за броя на

случаите в отделните категории, както и относителните им дялове, представени в проценти.

χ^2 - *анализът* по същество е проверка на статистическа хипотеза.

Първият етап на проверката на хипотезите включва дефиниране на нулевата H_0 и алтернативната хипотеза H_1 .

Нулевата хипотеза H_0 може да се формулира по следния начин: „*Няма връзка между двете променливи X и Y* ”, т.е. тези променливи са независими.

Алтернативната хипотеза H_1 е противоположна на нулевата. Тя може да се формулира така: „*Двете променливи X и Y са зависими*”, т.е. между тях съществува статистически значима връзка.

Вторият етап е определяне на риска за грешка α . Ние ще работим с риск за грешка $\alpha = 0.001$, т.е. вероятност $P = 99.9\%$.

Третият етап включва избор на критерий за проверка на хипотезата и изчисляване на емпиричната характеристика. Емпиричната стойност на χ^2 се пресмята по формулата на Пирсън:

$$\chi_{емп}^2 = \sum_i \sum_j \frac{(f_{ij} - f'_{ij})^2}{f'_{ij}}, \quad (6)$$

където:

- f_{ij} са фактическите честоти в клетките на кростаблицата между X и Y ;
- f'_{ij} са съответните теоретични честоти.

i са означени индексите на редовете, а j – индексите на колоните.

Теоретичната честота за всяка клетка се изчислява, като се умножи общата стойност за реда по общата стойност за колоната и полученото число се раздели на общия брой на всички наблюдения:

$$f'_{ij} = \frac{Row\ Total_i * Column\ Total_j}{Total} \quad (7)$$

На *четвъртия етап* се определя съответната теоретична характеристика $\chi_{табл}^2$ по зададени стойности на параметрите:

- риск за грешка $\alpha = 0.001$ и
- степени на свобода $k = (p-1)(q-1)$, където p е броят на редовете, а q – броят на колоните в кростаблицата.

Петият етап включва сравняване на емпиричната с теоретичната характеристики и вземане на решение.

Ако $\chi_{емп}^2 < \chi_{табл}^2$, се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 , а тя гласи, че двете променливи X и Y са независими помежду си.

Ако $\chi_{емп}^2 > \chi_{табл}^2$, се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 , че съществува връзка между двете променливи X и Y .

При проверката на хипотези, освен чрез сравняване на емпиричната с теоретичната (табличната) характеристика крайният извод може да се направи и възоснова на равнището на значимост *Significance* (Sig.).

Ако $\text{Sig.} > \alpha$, то се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 .

Ако $\text{Sig.} < \alpha$, то се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 .

За да бъдем сигурни в крайния извод, направен възоснова на χ^2 - анализа, трябва да проверим дали са изпълнени две важни изисквания за приложението на този метод:

Първо, теоретичните стойности за всяка клетка от кростаблицата f'_{ij} да не бъдат по-малки от 1.

Второ, ако има стойности на теоретичните честоти, по-малки от 5, то те да не са в повече от 20% от клетките.

За измерване силата на връзката между двете качествени променливи може да се приложи **коэффициентът на Крамер** (*Cramer's V*), който е нормиран в границите от 0 до 1. Условно се приема, че когато той е в границите от 0 до 0.3, връзката е слаба, от 0.3 до 0.7 – средна, и над 0.7 – силна. Освен това този коефициент трябва да бъде статистически значим, т.е. неговата степен на значимост $\text{Sig. Cramer's V} < \alpha$. Ако $\text{Sig. Cramer's V} > \alpha$, то този коефициент не е статистически значим.

3.9.3. Проверка на статистически хипотези

Статистическата хипотеза е предположение, което се отнася до характеристиките (параметрите) на честотни разпределения. Най-често проверяваните хипотези са за средните аритметични и дисперсиите на честотни разпределения.

Ако с \bar{X}_1 означим средноаритметичната стойност на първата извадка и с \bar{X}_2 средноаритметичната на втората извадка, то математически нулевата хипотеза се записва по следния начин:

$$H_0: \bar{X}_1 = \bar{X}_2 \quad (8)$$

Знакът „=” не означава аритметично равенство, а означава, че разликата между двете средни е несъществена (не е статистически значима).

Алтернативната хипотеза гласи противно на нулевата, т.е. разликата между двете средни е съществена, неслучайна и достатъчно голяма. Математически тази хипотеза се записва по следния начин:

$$H_1: \bar{X}_1 \neq \bar{X}_2 \quad (9)$$

На **втория етап** се определя риска за грешка α . Тя се нарича грешка от I-ви род. Получава се, когато е вярна нулевата хипотеза, а ние вземем решение за нейното отхвърляне. Грешката може да бъде $\alpha = 0.05$, но в много случаи последствията от грешката са много фатални и затова се работи с по-малък размер на грешката – $\alpha = 0.01$ или $\alpha = 0.001$ и дори по-малки.

На **третия етап** се избира критерии за проверка на хипотезата и се изчислява негова емпирична характеристика.

За проверка на хипотеза за разлика на средните между две извадки се използва някаква математически критерий. Когато двете извадки са малки по обем, т.е. $n_1 \leq 30$, $n_2 \leq 30$, то се използва t -критерият, а при по-големи стойности на обемите на извадките се прилага Z -критерият.

При извадки с различен брой елементи t -критерият има вида:

$$t_{емп} = \frac{|\bar{X}_1 - \bar{X}_2| \sqrt{n_1 + n_2 - 2}}{\sqrt{(\sigma_1^2 \cdot n_1 + \sigma_2^2 \cdot n_2) \left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}} \quad (10)$$

Ако се работи с големи извадки с различен брой елементи, то се прилага следният Z -критерий:

$$Z_{емп} = \frac{|\bar{X}_1 - \bar{X}_2|}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2}{n_1} + \frac{\sigma_2^2}{n_2}}} \quad (11)$$

На **четвъртия етап** се определя табличното значение $t_{табл}$, като се зададат размерът на α грешката и степените на свобода $k = n - 1$. При големи извадки се определя съответното таблично значение на $Z_{табл}$.

На **петия етап** се сравняват емпиричната с теоретичната стойности на t и се взема окончателно решение. Възможни са две ситуации:

Ако емпиричната характеристика по модул е по-малка от теоретичната,

$$|t_{емп}| < t_{табл}, \quad (12)$$

или

$$|Z_{емп}| < Z_{табл},$$

то се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 , че между двете средни няма съществена, статистически значима разлика.

Ако емпиричната характеристика по модул е по-голяма от теоретичната,

$$|t_{емп}| > t_{табл}, \quad (13)$$

или

$$|Z_{емп}| > Z_{табл},$$

то се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 , че между двете средни има съществена разлика.

Освен чрез сравняване на емпиричната с теоретичната характеристика решението може да се вземе и като се използва равнището на значимост (*Sig. level*). Ако *Sig. level* е по-малко от статистическата грешка $\alpha = 0.001$, то се отхвърля нулевата хипотеза H_0 и се приема за вярна алтернативната хипотеза и обратно.

3.9.4. Дисперсионен анализ

Това е статистически метод за изследване на зависимости или други връзки. Той е най-ефективен, когато факторните променливи са измерени на слабите скали (номинална или ординарна), а резултативната променлива е измерена на силните скали (интервална или относителна). Например с него може да се изследва връзките между: спонтанния нистагъм (*SNy*) и коефициента на

Ромберг R ; латентния нистагъм (LNy) и коефициента на Ромберг R ; позиционния нистагъм (PNy) и коефициента на Ромберг R .

По същество дисперсионният анализ е вид проверка на статистическа хипотеза, следователно, за да се реализира той, трябва да се премине през всичките шест етапа на проверката на хипотези.

Първи етап. Дефинират се нулевата H_0 и алтернативната хипотеза H_1 .

Нулевата хипотеза може да гласи следното: H_0 : “Спонтанният нистагъм не влияе на изменението на коефициента на Ромберг R ”. Алтернативната хипотеза в този случай гласи: H_1 : “Спонтанният нистагъм оказва влияние на изменението на коефициента на Ромберг R ”

Втори етап. Определя се риска за грешка α . За медицински изследвания се работи с риск за грешка $\alpha = 0.001$ ($P = 99.9\%$).

Трети етап. Определя се критерият за проверка на хипотезата и се изчислява емпиричната му характеристика. При дисперсионния анализ се прилага **F-критерият на Фишер**, който има вида:

$$F_{em} = \frac{\sigma_m^2}{\sigma_b^2},$$

където:

- σ_m^2 е междугруповата дисперсия;
- σ_b^2 - вътрешногруповата дисперсия.

Ако при изчисленията се окаже, че вътрешногруповата дисперсия е по-голяма по стойност от междугруповата, двете дисперсии сменят местата си в горната формула така, че винаги в числителя се намира по-голямата по стойност дисперсия. Заедно с това си сменят местата си съответните степени на свобода.

И двете дисперсии – **междугруповата** и **вътрешногруповата**, са две независими оценки на общата дисперсия на резултативната променлива Y .

Междугруповата дисперсия се изчислява по следния начин:

$$\sigma_m^2 = \frac{\sum (\bar{Y}_i - \bar{Y})^2 \cdot f_i}{k - 1},$$

където:

- \bar{Y}_i са средните стойности за съответните групи;

- \bar{Y} - общата средна;
- f_i - честотите (броят) на елементите в съответните групи;
- k – броят на групите.

Вътрешногруповата дисперсия се изчислява по следния начин:

$$\sigma_b^2 = \frac{\sum_i \sum_j (Y_{ij} - \bar{Y}_i)^2}{n - k},$$

където n е обемът на извадката. Девиациите (числителят на формулата) се изчисляват за всяка група поотделно и след това се сумират.

Четвърти етап. Определя се съответната теоретична характеристика на F-разпределението от стандартна таблица при зададена статистическа грешка α и степени на свобода $k_1 = k - 1$ и $k_2 = n - k$.

Пети етап. Сравняват се емпиричната с теоретичната характеристика и се взема решение за избор на хипотеза.

Ако $F_{емп} < F_{табл}$, за вярна се приема нулевата хипотеза H_0 .

Ако $F_{емп} > F_{табл}$, за вярна се приема алтернативната хипотеза H_1 .

3.9.5. Еднофакторни регресионни модели

Регресионният анализ е статистически метод за изследване на зависимости, при които и факторните променливи, и резултативната променлива са количествени признаци, измерени на силни скали – интервална и относителна. Зависимостта между променливите в общия случай не е функционална – при една и съща стойност на факторната променлива са налице различни стойности на резултативната променлива. Този тип зависимост се нарича корелационна. Математически тя може да се представи по следния начин:

$$Y = F(X) + e_i, \quad (14)$$

където:

- $F(X)$ е някаква математическа функция;
- e_i - остатъчен (случаен) компонент, чието присъствие показва, че

връзката е от корелационен тип.

Когато $F(X)$ е линейна функция се използва уравнение на права и тогава регресионният модел има вида:

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 X + e_i \quad (15)$$

Целта е да се определят коефициентите b_0 и b_1 , като стойността на коефициента b_1 измерва количествено влиянието на факторната променлива върху резултативната. Коефициентите b_0 и b_1 трябва да бъдат оценени въз основа на данните така, че правата, която те определят, да минава най-близко до всички точки едновременно. За тази цел се използва **методът на най-малките квадрати** (МНК), при който сумата от квадратите на разстоянията между приближените стойности Y_i и точните стойности \hat{Y}_i да бъде минимална.

$$\sum_{i=1}^n \left(Y_i - \hat{Y}_i \right)^2 = \sum_{i=1}^n \left(Y_i - b_0 - b_1 X_i \right)^2 \Rightarrow \min \quad (16)$$

Използва се следното математическо твърдение: Необходимо и достатъчно условие тази квадратична форма да има минимум е частните ѝ производни относно параметрите b_0 и b_1 да са равни на нула.

За да отговарят на това изискване, коефициентите се получават, като се реши следната система от две уравнения с две неизвестни:

$$\begin{cases} nb_0 + b_1 \sum_{i=1}^n X_i = \sum_{i=1}^n Y_i \\ b_0 \sum_{i=1}^n X_i + b_1 \sum_{i=1}^n X_i^2 = \sum_{i=1}^n Y_i X_i \end{cases} \quad (17)$$

За да се реши тази система от две уравнения с двата неизвестни коефициента b_0 и b_1 се пресмятат сумите:

$$\sum_{i=1}^n Y_i, \quad \sum_{i=1}^n X_i, \quad \sum_{i=1}^n X_i^2 \quad \text{и} \quad \sum_{i=1}^n Y_i X_i$$

Коефициентите могат да се пресметнат по следните формули:

$$b_1 = \frac{n \sum_{i=1}^n X_i Y_i - \sum_{i=1}^n X_i \sum_{i=1}^n Y_i}{n \sum_{i=1}^n X_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n X_i \right)^2} \quad (18)$$

$$b_0 = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i - b_1 \sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (19)$$

След като бъдат изчислени тези коефициенти се заместват в уравнението на правата $\hat{Y}_i = b_0 + b_1 X_i$. От това уравнение чрез заместване на стойностите за X_i се получават съответните изгладени (теоретични) стойности \hat{Y}_i .

Ако регресионният коефициент е положителен ($b_1 > 0$), то е налице правопрпорционална зависимост между променливите X и Y , т.е. с нарастването на променливата X нараства и Y или с намаляването на променливата X намалява и Y .

Ако регресионният коефициент е отрицателен ($b_1 < 0$), то е налице обратнопропорционална зависимост между променливите X и Y , т.е. с нарастването на променливата X намалява Y или с намаляването на променливата X променливата Y расте.

Вторият етап на анализа включва определянето на силата на корелационната връзка, която се изразява чрез коефициента на корелация R .

Коефициентът на корелация R може да бъде изчислен по формулата на Браве, която има вида:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})(X_i - \bar{X})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2 \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}} \quad (20)$$

където:

- \bar{X} е средноаритметичната стойност на независимата променлива X ;
- \bar{Y} - средноаритметичната стойност на зависимата променлива Y .

Корелационният коефициент R може да приема стойности в интервала от -1 до +1. Когато е отрицателен, зависимостта между двете променливи е обратна (разнопосочна) – с увеличаване стойностите на едната променлива намалява другата. Когато е положителен, зависимостта между променливите е права (еднопосочна) – с увеличаване на едната се увеличава и другата или обратно – когато едната намалява, намалява и другата променлива. Колкото стойността на коефициента е по близка до -1 или +1, толкова по-силна е връзката между

променливите. Колкото е по-близко до нулата, толкова връзката е по-слаба.

Приема се, че при $|R| < 0.3$ между двете променливи има слаба връзка.

Ако са изпълнени неравенствата $0.3 \leq |R| \leq 0.7$ е налице средна корелация.

Ако $|R| > 0.7$ съществува силна корелация между двете променливи X и Y .

Квадратът на корелационния коефициент R^2 се нарича **коефициент на определеното (детерминацията)**. Обикновено се изразява в проценти - $D_{\%} = R^2 \cdot 100$. Той показва какъв процент от разсейването на резултативната променлива се обяснява с действието на факторната променлива.

Коефициентът на акорелация (K) е показател, характеризиращ лабилността (не наличието, а липсата) на връзка между променливите. Той се пресмята по формулата

$$K = \sqrt{1 - R^2} \quad (21)$$

Коефициентът на неопределението N_D от своя страна показва какъв процент от промените на резултативната променлива не се дължат на промени на факторната променлива:

$$N_{D\%} = K^2 \cdot 100 \quad (22)$$

Силата на връзката може да се изрази и чрез коефициента на корелация на Пирсън, който се пресмята по формулата:

$$R = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (23)$$

където \hat{Y}_i означават изгладените стойности, получени чрез заместване в уравнението на правата.

По аналогичен начин се решава задачата за намиране коефициентите на полиноми от по-висока степен.

Съществуват много и разнообразни методи за представяне на зависимости. Например, в пакета SPSS17 могат да бъдат използвани и следните математически функции за изглаждане:

$$(24) \quad \text{- Logarithmic} \quad Y = b_0 + b_1 \ln(t)$$

$$(25) \quad \text{- Inverse} \quad Y = b_0 + \frac{b_1}{t}$$

$$(26) \quad \text{- Compound} \quad Y = b_0(b_1)^t$$

$$(27) \quad \text{- Power} \quad Y = b_0(t^{b_1})$$

$$(28) \quad \text{- S} \quad Y = e^{\left(b_0 + \frac{b_1}{t}\right)}$$

$$(29) \quad \text{- Growth} \quad Y = e^{b_0 + b_1 t}$$

$$(30) \quad \text{- Exponential} \quad Y = b_0(e^{b_1 t})$$

$$(31) \quad \text{- Logistic} \quad Y = \frac{1}{\frac{1}{A} + b_0(b_1^t)}, \quad \text{където параметрите са } A, b_0, b_1$$

3.9.6. Многофакторни регресионни модели

Многофакторният регресионен анализ се нарича още множествена регресия. В този случай факторната променлива се представя като функция от две или повече от два фактора.

Линейният многофакторен регресионен модел има вида:

$$Y = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + b_3 X_3 + \dots + b_k X_k + \varepsilon_i, \quad (32)$$

където:

- X_1, X_2, \dots, X_k са k -на брой факторни променливи;
- b_0, b_1, \dots, b_k са параметрите на модела.

За да се намерят параметрите на модела може да се приложи методът на най-малките квадрати, който се основава на минимизиране на сумата от квадратите на отклоненията на емпиричните от теоретичните (изгладените) стойности, т.е. осигурява се изпълнението на следното условие:

$$\sum \varepsilon_i^2 = \sum \left(Y_i - \hat{Y}_i \right)^2 = \sum [Y_i - (b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_k X_k)]^2 = \min \quad (33)$$

Когато уравнението (23) съдържа само два фактора, чрез минимизиране на (24) се получава следната система от нормални уравнения:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n Y_i = nb_0 + b_1 \sum_{i=1}^n X_{1i} + b_2 \sum_{i=1}^n X_{2i} \\ \sum_{i=1}^n Y_i X_{1i} = b_0 \sum_{i=1}^n X_{1i} + b_1 \sum_{i=1}^n X_{1i}^2 + b_2 \sum_{i=1}^n X_{1i} X_{2i} \\ \sum_{i=1}^n Y_i X_{2i} = b_0 \sum_{i=1}^n X_{2i} + b_1 \sum_{i=1}^n X_{1i} X_{2i} + b_2 \sum_{i=1}^n X_{2i}^2 \end{cases} \quad (34)$$

Чрез решаването на системата (25) се установяват търсените стойности на параметрите b_0, b_1, \dots, b_k .

С увеличаване броя на факторите, включени в регресионния модел, системата от нормални уравнения се усложнява значително и нейното решаване чрез заместване или пресумиране става много трудоемко. Параметрите на модела могат да бъдат изчислени по много по-лек начин, ако той се представи в **матрична форма** от вида:

$$Y = XB + E \quad (35)$$

където:

- Y е вектор-стълб с размер $n \times 1$ и съдържа изходните данни за зависимата променлива;
- B – вектор-стълб с размер $k \times 1$, който съдържа параметрите на модела;
- X – матрица с размери $n \times k$, която съдържа изходните данни за независимите променливи;
- E – вектор-стълб с размер $n \times 1$, който съдържа случайните отклонения.

Компонентите, съдържащи се в уравнение (26), изписани в разгърнат вид, са следните:

$$Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \dots \\ Y_n \end{bmatrix} \quad X = \begin{bmatrix} 1 & X_{11} & \dots & X_{k1} \\ 1 & X_{12} & \dots & X_{k2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & X_{1n} & \dots & X_{kn} \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} b_0 \\ b_1 \\ \dots \\ b_k \end{bmatrix} \quad E = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \dots \\ \varepsilon_n \end{bmatrix} \quad (36)$$

Формулата, чрез която се оценяват параметрите на модела по метода на най-малките квадрати е следната:

$$B = (X^T X)^{-1} X^T Y, \quad (37)$$

където X^T е транспонираната матрица на матрицата X , а матрицата $(X^T X)^{-1}$ е обратната матрица на матрицата $X^T X$.

Матрицата $X^T X$ е съставена от коефициентите пред параметрите, намиращи се в дясната страна на системата от нормални уравнения, а матрицата $X^T Y$ е вектор-стълб, съставен от намиращите се вляво от равенството елементи на системата от нормални уравнения. За системата (25) например, горните две матрици имат вида:

$$X^T Y = \begin{bmatrix} \sum Y_i \\ \sum X_{1i} Y_i \\ \sum X_{2i} Y_i \end{bmatrix} \quad X^T X = \begin{bmatrix} n & \sum X_{1i} & \sum X_{2i} \\ \sum X_{1i} & \sum X_{1i}^2 & \sum X_{1i} X_{2i} \\ \sum X_{2i} & \sum X_{1i} X_{2i} & \sum X_{2i}^2 \end{bmatrix} \quad (38)$$

Изложеният дотук метод за намиране на параметрите на многофакторния линеен регресионен модел е универсален, тъй като чрез използване на уравнение (35) могат да се намерят параметрите и на:

- еднофакторния линеен модел, при което разликата е само в размерността на матриците, влизащи в уравнение (35);
- всички нелинейни модели, които чрез някакви прости преобразования (логаритмични или реципрочни) могат да се трансформират в линейни. В този случай матриците X и Y се формират от преобразуваните величини – логаритмични или реципрочни стойности.

Въз основа на резултатите, получени от построяването на многофакторния регресионен модел, се получават следните измерители на зависимостта между изследваните променливи:

1. **Чисти регресионни коефициенти** – това са параметрите b_0, b_1, \dots, b_k на регресионния модел. Те изразяват настъпващото изменение на зависимата променлива Y , съответстващо на единица изменение в съответния фактор, при условие че другите фактори, включени в модела не се променят, т.е. остават на постоянно средно равнище.

2. **Чисти коефициенти на еластичност** – показват процентното изменение на Y , съответстващо на 1% изменение на фактора X_j , при условие, че останалите фактори, включени в модела, не се изменят, т.е. остават на постоянно равнище.

Изчисляват се по следната формула:

$$E_{ji} = b_j \frac{X_{ji}}{\hat{Y}_i} \quad \text{при } j = 1, 2, \dots, k. \quad (39)$$

3. **Коефициент на множествена корелация** – показва каква е силата на зависимостта между Y и факторите, включени в модела, взети заедно. Изчислява се по формулата:

$$R_{Y/X_1X_2\dots X_k} = \sqrt{1 - \frac{S_{Y/X_1X_2\dots X_k}^2}{\sigma_Y^2}}, \quad (40)$$

където:

- σ_Y е стандартното отклонение за реда Y ;

- $S_{Y/X_1X_2\dots X_k}^2$ - остатъчната (необяснимата) дисперсия чрез построения

модел, която се определя по формулата:

$$S_{Y/X_1X_2\dots X_k}^2 = \frac{1}{n} \sum [Y_i - (b_0 + b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_kX_k)]^2 \quad (41)$$

Коефициентът на множествена корелация се намира в интервала от 0 до 1. Колкото зависимостта е по-силна, толкова коефициентът на множествена корелация е по-близък до единица. Необходимо е да се определи дали той е статистически значим.

4. **Коефициент на множествена детерминация** – показва относителния дял от вариацията на Y , предопределена от влиянието на факторите, включени в съответния модел. Представлява квадрата на коефициента на множествена корелация, т.е. $R_{Y/X_1X_2...X_k}^2$. При използване на матричното представяне коефициентът на множествена детерминация се пресмята по формулата:

$$R_{Y/X_1X_2...X_k}^2 = \frac{B^T X^T Y - \frac{1}{n}(\sum Y_i)^2}{Y^T Y - \frac{1}{n}(\sum Y_i)^2} \quad (42)$$

5. **Коефициент на множествена индетерминация** – показва относителния дял от вариацията на Y , предопределена от влиянието на други фактори, неключени в съответния модел. Изчислява се по формулата

$$1 - R_{Y/X_1X_2...X_k}^2 \quad (43)$$

6. **Чисти (частни) коефициенти на корелация** – измерват теснотата на зависимостта между едно явление следствие и едно явление фактор при елиминирането на един или повече фактори. Чистите коефициенти, при които е елиминирано влиянието само на един фактор, се наричат коефициенти от първи порядък. Те се изчисляват въз основа на коефициентите на обикновената корелация по формулата:

$$R_{YX_2X_3} = \frac{R_{YX_2} - R_{YX_3} \cdot R_{X_2X_3}}{\sqrt{(1 - R_{YX_3}^2)(1 - R_{X_2X_3}^2)}} \quad (44)$$

Чистите коефициенти на корелация, при които е елиминирано влиянието на два фактора, се наричат коефициенти от втори порядък. Те се изчисляват въз основа на тези от първи порядък по формулата:

$$R_{YX_1X_2X_3} = \frac{R_{YX_1X_2} - R_{YX_2X_1} \cdot R_{X_1X_2X_3}}{\sqrt{(1 - R_{YX_2X_1}^2)(1 - R_{X_1X_2X_3}^2)}} \quad (45)$$

3.9.7. Класификации. Клъстърен анализ

Класификацията е отнасяне на даден обект (елемент от съвкупността) към някаква група. Например областите могат да се разделят според степента на

развитие на строителството в тях на добри и слаби. Това може да стане по един признак или по много признаци едновременно.

Методите за класификация могат да бъдат разделени на два вида:

- а) класификация с обучение;
- б) класификация без обучение.

При първия вид – класификация с обучение групите са оформени и известни по някакъв признак, преди да се извърши класификацията по други признаци. Такъв например е дискриминантния анализ.

При класификацията без обучение целта е да се оформят естествени групи при това въз основа на много признаци едновременно. Такъв например е клъстерният анализ.

При клъстерния анализ целта е n на брой обекта (в нашия случай областите) да се групират в k на брой групи, наречени **клъстери**, като се използват p на брой признаци (променливи).

Самият клъстерен анализ е събирателно понятие и включва много на брой различни клъстерни процедури.

Едно важно деление на клъстерните процедури е в зависимост от това, дали се задава предварително броят на клъстерите (групите). При предварително зададен брой клъстери един много популярен метод е **клъстерният анализ на К-средните** (*K-Means Cluster*). Той е включен в пакета SPSS и по-нататък ще го използваме в рамките на емпиричния анализ. Характерно за този метод е, че не се поставя изискването два обекта да останат свързани веднъж след като са обособени в клъстер.

При *K-Means Clusters* желаният брой на клъстерите се определя от изследователя предварително и тъй като обикновено клъстерите са по-малко на брой, анализът се реализира с по-ограничени компютърни ресурси. Това прави метода подходяща техника при обработката на големи извадки (над 200 обекта, дори стотици или хиляди обекти).

За представяне на разстоянията между обектите *K-Means Cluster* използва евклидово разстояние. В процедурата е заложено на първи етап да се определят по случаен начин клъстерните центрове, а на всеки следващ – групирането на обектите да се извършва на базата на минималното разстояние до клъстерния център. Клъстерните центрове се променят на всяка следваща стъпка (итерация).

Процесът продължава, докато клъстърните центрове престанат да се променят или пък се достигне определен брой итерации.

Когато броят на клъстърите не е предварително определен, се използва т. нар. йерархични клъстърни процедури (*Hierarchical Clusters*). При тях разнообразието е много голямо. То се поражда от използваната метрика между различните обекти, например Евклидовото разстояние. Клъстърите се формират чрез групиране на обектите, в зависимост от разстоянията между тях.

Разнообразието на клъстърните методи се поражда и от използваните правила за създаване на клъстърите – за тяхното обединяване или разделяне. Известни са методите „на най-близкия съсед”, „на най-отдалечения съсед”, „на центроидите” и др.

4. Резултати

4.1. Експериментален анализ на характеристиките на стабิโลграма - синтез на характерни коефициенти

4.1.1. Вариационен анализ на експерименталните данни

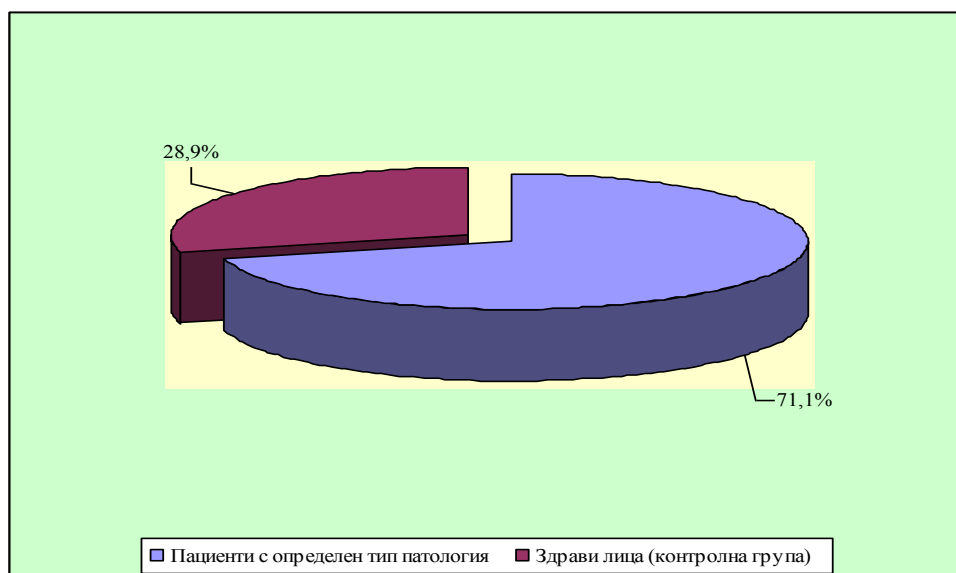
Настоящият експериментален анализ на характеристиките на стабิโลграмата обхваща изследванията на 946 лица, преминали основно през кабинета по отоневрология на Катедрата по УНГ болести за период от 15 години. От тях първата група обхваща **673 пациенти с определен тип вестибуларна патология**, а **контролната група** включва **273 здрави лица** (Таб. 7). Някои от пациентите имат неколкостепенни отоневрологични и стабилметрични изследвания. Част от тях (93 лица) са изследвани съвместно с колектив от Института по физиология на БАН.

Таб. 7. Обща характеристика на статистическата извадка

Група	бщ рой	Мъже		Жени		М инимална въз зраст	Ма ксимална въз раст	редна възраст
		рой		рой				
I. Пациенти с определен тип патология	73	77	1%	96	9%	3	72	0.89
A. PostCent Total	46	8	9.8%	48	0.2%	12	72	2.45
1. ВБН	5	0	0.8%	5	9.2%	19	72	8.88
2. MS	3	9	7.6%	4	2.4%	18	41	1.03
3. Distonia Neurovegetativa	7		1.6%	9	8.4%	18	54	4.38
4. ЧМГ	3	0	3.5%	3	6.5%	18	63	1.61
5. Neutinoma, TU	8	2	2.9%	6	7.1%	22	72	4.57
6. ЦОС	0	7	2.5%	3	7.5%	12	65	3.90
7. Разни, главоболие	0	2	0%	8	0%	17	70	3.95
B. PostPerif Total	73	60	2.9%	13	7.1%	3	70	0.62
1. Вестибулопатии	57	6	2%	1	8%	15	65	1.25
2. Лабиринтопатии	2	8	2.8%	4	7.2%	3	68	0.21
3. Хронични отити	2	4	3.6%		6.4%	22	66	7.45
4. Мениер						22	48	

	2	2	4.5%	0	5.5%			4.41
5. Постневрогенен синдром	9	0	6.9%	9	3.1%	34	70	8.12
6. Отосклероза	2		1.8%	5	8.2%	20	52	6.41
7. Слухов неврит	9	3	8.4%		1.6%	14	57	9.32
В. PostFunc						18	56	3
Total	4	9	5.2%	5	4.8%			5.69
II. Здрави лица (контролна група)	73	42	2%	31	8%	7	80	3
Общо:	46	19	4%	27	6%	3	80	4

Съотношението на пациентите с определен тип патология към здравите лица от контролната извадка е 2.5:1 или, изразено в проценти – 71.1% : 28.9% (Фиг. 26).



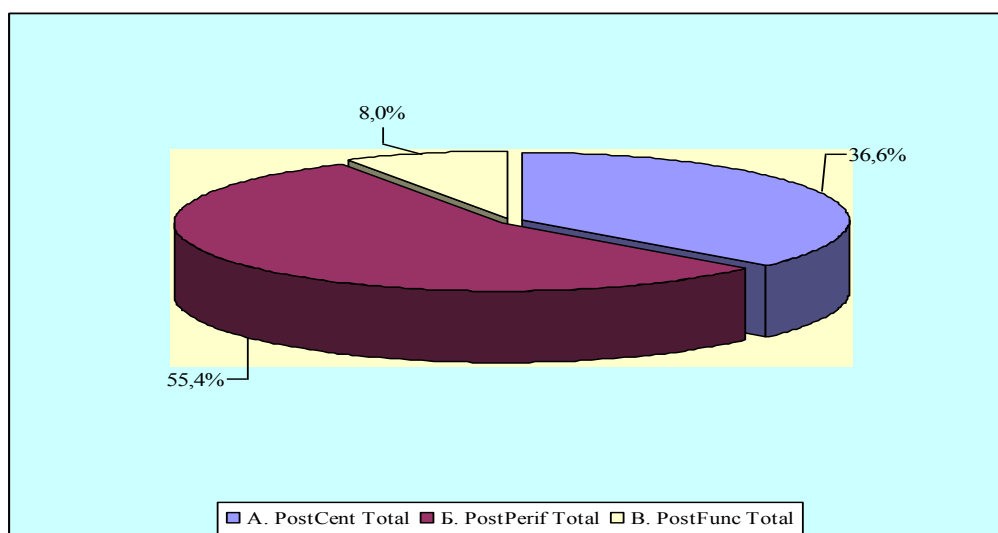
Фиг. 26 Относителен дял на пациентите с определен тип патология и на лицата от контролната група

От анализа на резултатите и от приложената графика се вижда, че съотношението здрави лица към пациенти с определен тип патология е около 1:3. Данните, получени от групата на здравите лица се използват два пъти. Въз основа на тях са определени референтните стойности за отделните показатели на стабилнограмата за българската популация и са тествани за стабилност и устойчивост по отношение както на интериндивидуалните различия, така и във връзка с различни други параметри на извадката – пол, възраст, ръст, тегло и

други. Освен това тези данни са използвани и при оценката на резултатите при групата на пациентите с различен тип патология. Поради факта, че на някои пациенти са правени неколкократно изследвания, техният брой надвишава тези, при лицата от здравата извадка. Взимайки предвид тези факти можем да заключим, че както бройката на здравите контроли, така и на пациентите е достатъчна и репрезентативна за статистическа обработка и съответни заключения.

По типа на патологията пациентите са разпределени в следните три групи (Фиг. 27):

- *PostCent* - с **централни увреждания на равновесната функция** (вж. ПРИЛОЖЕНИЕ 1);
- *PostPerif* - с **периферни вестибуларни заболявания** (вж. ПРИЛОЖЕНИЕ 2);
- *PostFunc* - **функционални увреждания на равновесната функция** (вж. ПРИЛОЖЕНИЕ 3).

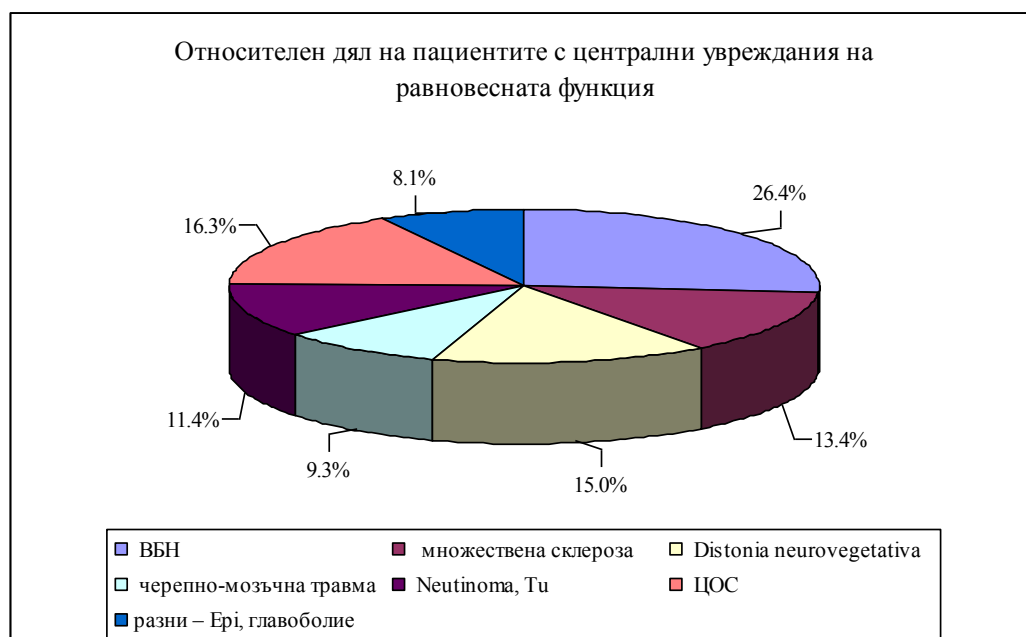


Фиг. 27 Разпределение на пациентите по тип патология

Първата група – пациенти с централен тип вестибуларна дисфункция (*PostCent*) (Фиг. 28) включва 246 пациенти (или 55.4%), разпределени по нозологични единици в следните подгрупи:

1. *ВБН* – 65 (26.4%);
2. *множествена склероза* – 33 (13.4%);
3. *Distonia neurovegetativa* – 37 (15.0%);
4. *черепно-мозъчна травма* – 23 (9.3%);

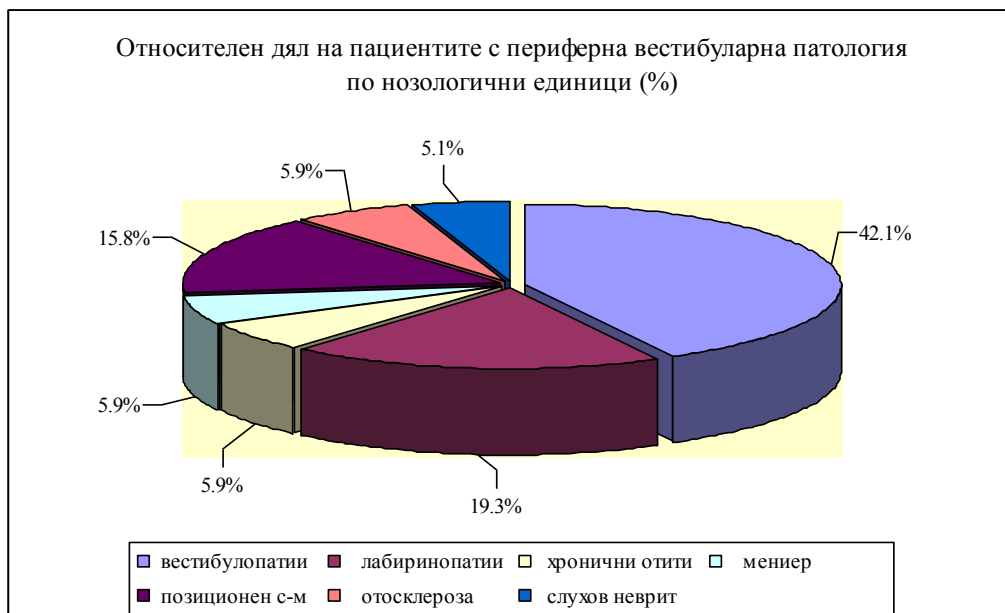
5. *Neurinoma, Tu* – 28 (11.4%);
6. *ЦОС* – 40 (16.3%);
7. *разни – Ері, главоболие* – 20 (8.1%).



Фиг. 28 Относителен дял на пациентите със централни увреждания на равновесната функция (%)

Втората група – пациенти в периферна вестибуларна дисфункция (*PostPerif*) (Фиг. 29) обхваща 373 пациенти (или 55.4%), разпределени по нозологични единици в следните подгрупи:

1. *вестибулопатии* – 157 (42.1%);
2. *лабиринопатии* – 72 (19.3%);
3. *хронични отити* – 22 (5.9%);
4. *мениер* – 22 (5.9%);
5. *позиционен синдром* – 59 (15.8%);
6. *отосклероза* – 22 (5.9%);
7. *слухов неврит* – 19 (5.1%).

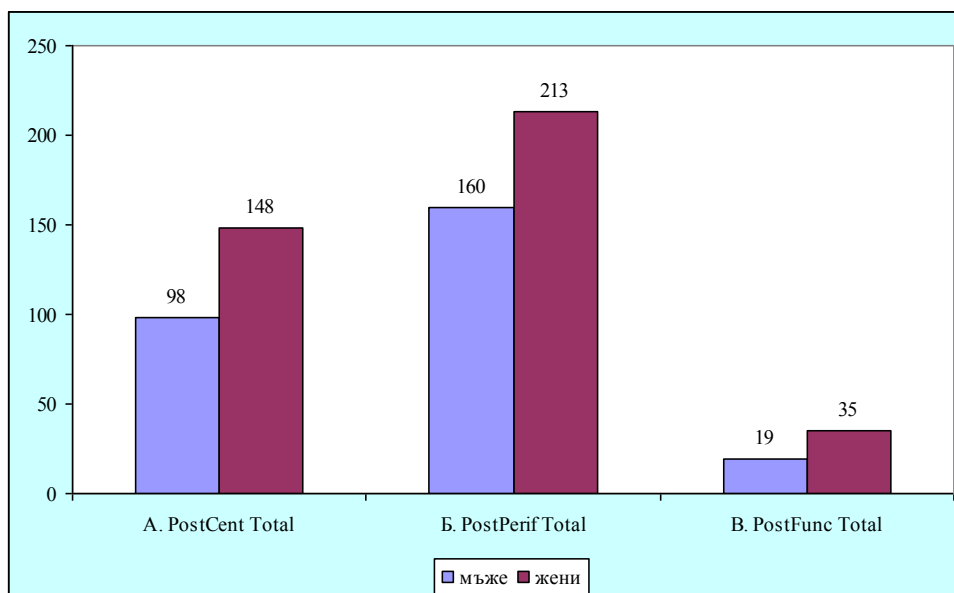


Фиг. 29 Относителен дял на пациентите с периферна вестибуларна патология (%)

Третата група – пациенти с функционален тип вестибуларна дисфункция (*PostFunc*) включва 54 пациенти или 12.2% от цялата изследвана извадка.

Тези резултати отразяват реалното разпределение на пациентите със съответен тип патология така, както се срещат в ежедневната клинична практика. Поради факта, че авторът работи в отоневрологичен кабинет към клиника по УНГ болести, нормално е процента на пациенти с периферен тип вестибуларни лезии да преобладава. Това отразява също така реалното разпределение на пациентите, които посещават подобни отоневрологични кабинети. Анализът на резултатите показва, че и разпределението на пациентите с различни нозологични единици вътре в съответните групи (периферни, централни, функционални) отговаря на това, срещано в практиката. Същевременно може да се твърди, че в проучването са включени основните и най-значими нозологични единици в отоневрологичната практика.

Разпределението на пациентите по пол



Фиг. 30 Разпределение на пациентите по тип патология и пол

В първа група са включени 98 мъже и 148 жени, във втора група има 160 мъже и 213 жени, а в трета група са включени 19 мъже и 35 жени (Фиг. 30).

И в трите групи преобладават жените, което съответства на наблюденията в реалната клинична практика и на някои съобщения в литературата (21, 233). Има няколко обяснения на този факт, но те не са обект на настоящата работа.

Разпределение на пациентите по възраст

Пациентите са разделени в следните възрастови групи: до 10 г., 11-20 г.; 21-30 г.; 31-40 г.; 41-50 г.; 51 – 60 г.; 61 – 70 г. и над 70 г. Резултатите показват, че в групата *PostCent* 54.1% от пациентите са на възраст до 40 г. В групата *PostPerif* до тази възраст са 50.7% от пациентите, а в групата *Postfunc* – 68.5% са на възраст до 40 г.

Таб. 8. Вариационен анализ - *PostCent*_възраст

	груп <i>a</i>	Fr equency	Pe rcent	Valid Percent	Cumula tive Percent
valid	до	2	0.	0.3	0.3
	10 г.		3		
	11-	59	8.	8.2	8.5
	20 г.		2		
	21-	14	19	19.8	28.3
	30 г.	2	.8		

	31-40 г.	185	25.8	54.1
	41-50 г.	156	21.8	75.9
	51-60 г.	115	16.0	91.9
	61 – 70 г.	50	7.0	98.9
	над 70 г.	8	1.1	100.0
	Tota	717	100.0	



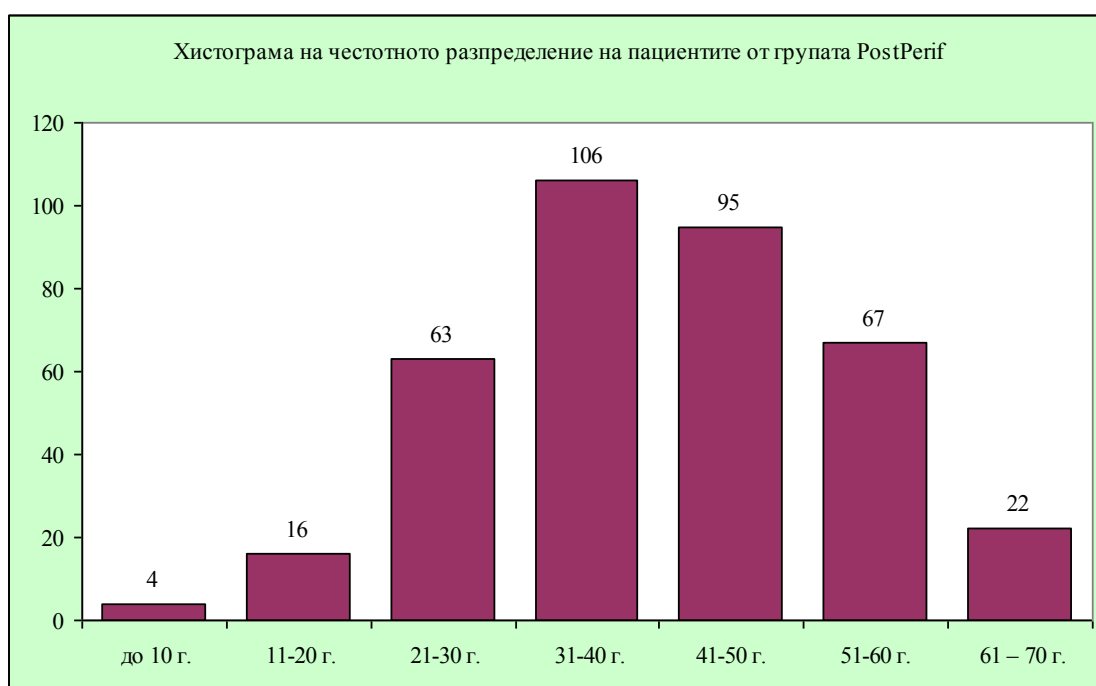
Фиг. 31 Едномерно разпределение на пациентите в група PostCent по възраст

В групата PostCent най-голям е броят на пациентите в четвъртата възрастова група (31-40 г.) – 185 (или 25.8%). В групата PostPerif най-голям е броят на пациентите с същата възрастова – 106 (или 28.4%), а в групата PostFunk

Таб. 9. Вариационен анализ - PostPerif_възраст

	група	F requency	ercent	Valid Percent	Cumula tive Percent
valid	до 10 г.	4	.1	1.1	1.1

г.	11-20	16	4.3	5.4
г.	21-30	63	16.9	22.3
г.	31-40	106	28.4	50.7
г.	41-50	95	25.5	76.1
г.	51-60	67	18.0	94.1
70 г.	61 – 70 г.	22	5.9	100.0
	Total	373	100,0	

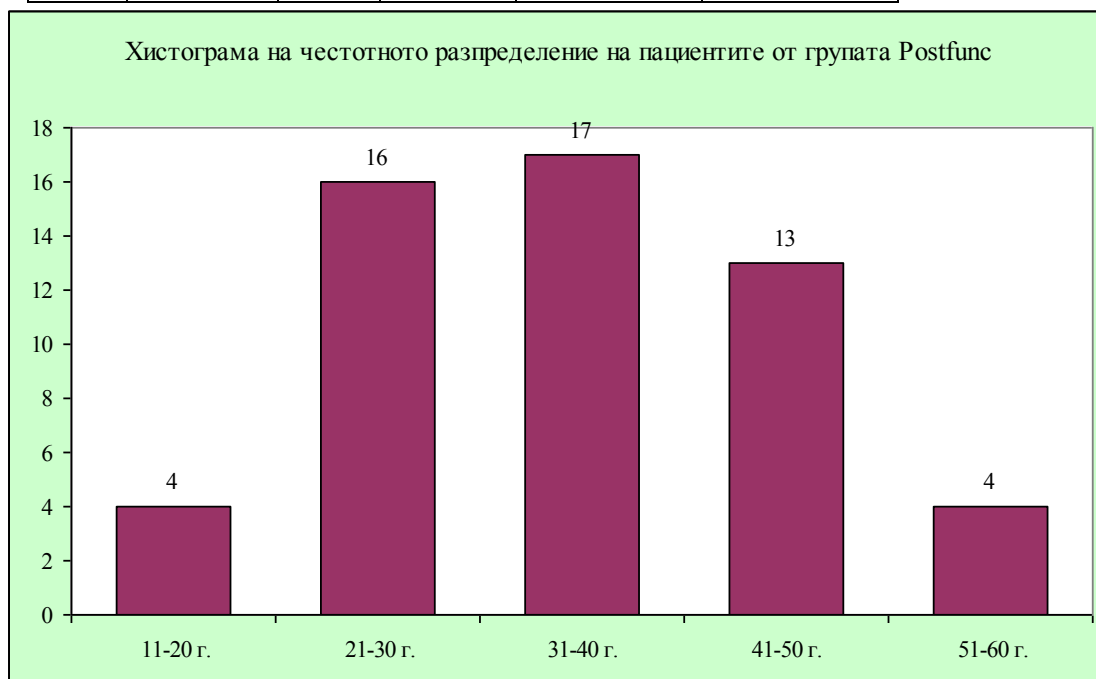


Фиг. 32 Хистограма на честотното разпределение на пациентите в група PostPerif по възраст

Таб. 10. Вариационен анализ - PostFunc_възраст

	група	frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
valid	11-20 г.		7.4	7.4	7.4
	21-30 г.	6	29.6	29.6	37.0
	31-40 г.	7	31.5	31.5	68.5

	41-50 г.	3	24.1	24.1	92.6
	51-60 г.		7.4	7.4	100.0
	Tot al	4	100.0	100.0	



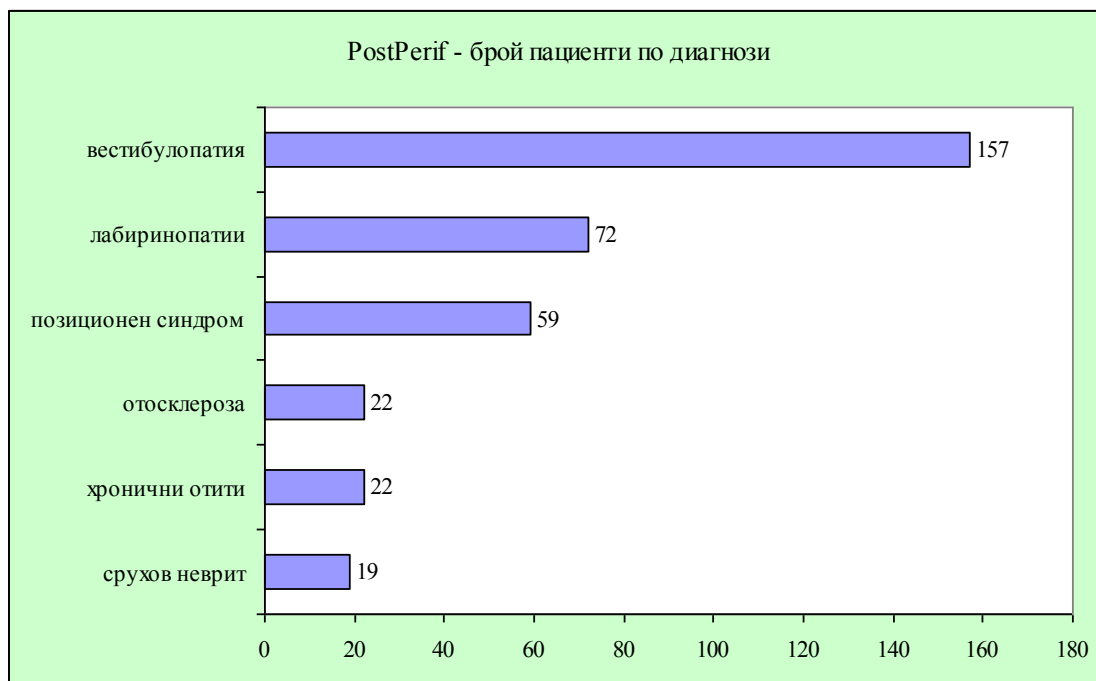
Фиг. 33 Едномерно разпределение на пациентите в група PostFunc по възраст

И в трите групи преобладават пациенти от третото, четвъртото и петото десетилетие. Това са лица в трудоспособна възраст, и както се вижда от направения анализ, те са най-засегнати от този тип патология. Ето защо екзактната диагностика и последващо адекватно лечение са от голяма важност, за да могат тези лица бързо да се върнат към обичайният им начин на живот и трудова дейност.

Разпределение на пациентите по диагноза

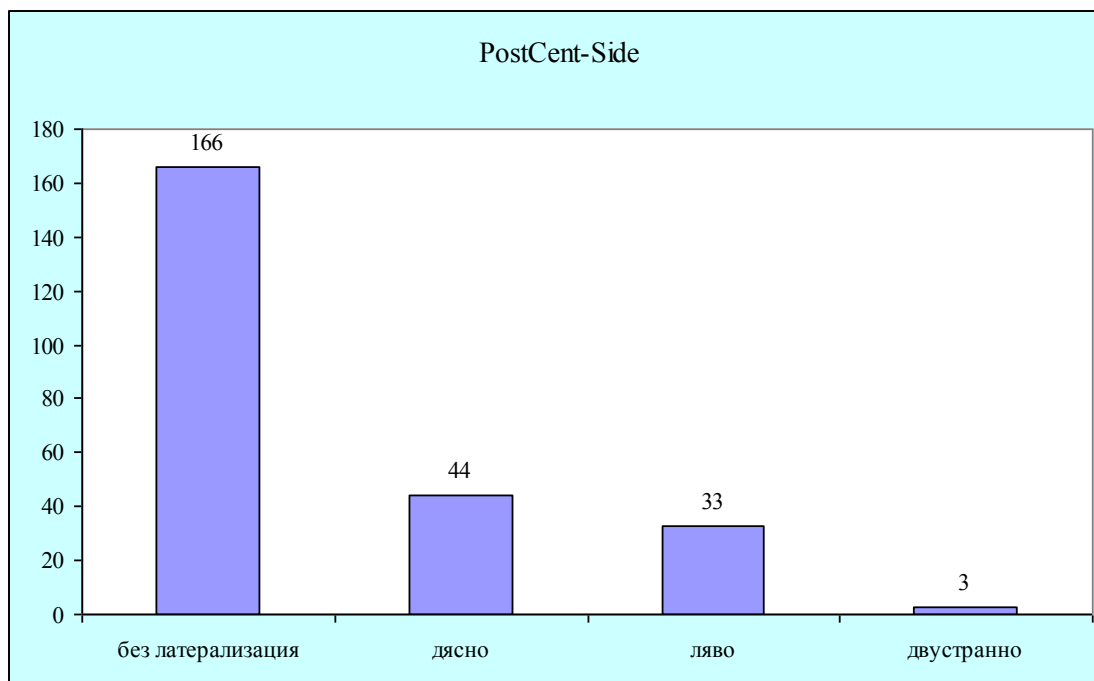


Фиг. 34 Разпределение на пациентите от група PostCent по диагнози

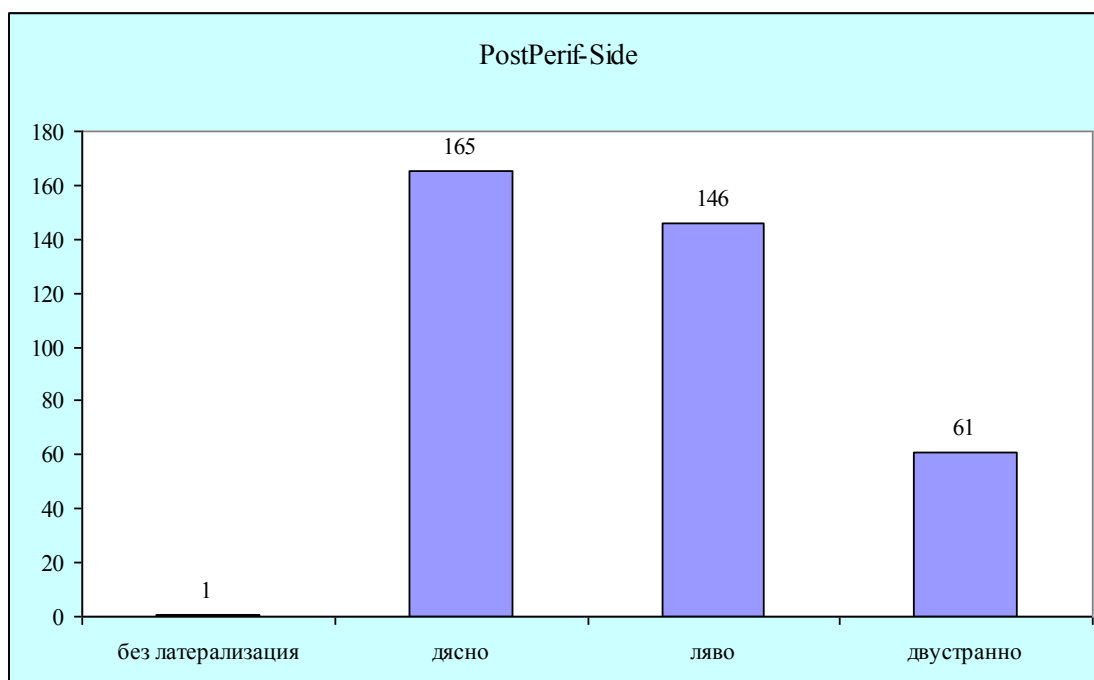


Фиг. 35 Разпределение на пациентите от група PostPerif по диагнози

Разпределение на пациентите според вида латерализация



Фиг. 36 Разпределение на пациентите от група PostCent - Side



Фиг. 37 Разпределение на пациентите от група PostPerif - Side

От тези данни ясно се вижда нещо характерно за патологиите с различна локализация. При пациентите със заболявания на централните отдели на вестибуларната система преобладават случаите, при които не може да се определи латерализация на процеса. Това е така поради факта, че на централно ниво, поради процеси на конвергенция и интеграция на периферните сигнали е

трудно да се определи латерализация. В противовес на това, при пациенти с периферни лезии латерализацията е лесно доловима и установима.

Табл. 11 Разпределение на пациентите - Duration

Duration	PostCent	PostPerif
min	1	1
average	20	60
max	3600	1000

Табл. 12 Разпределение на пациентите - Compensation

код	Compensation	PostCent		PostPerif		Postfunc	
	декомпенсирана	4	5.7%	8	10.2%		
	субкомпенсирана	6	6.5%	20	22.2%		
	Компенсирана	1	2.9%	15	17.3%	4	10.0%
	Missing	35		00			

Табл. 13 Разпределение на пациентите – SNy

код	K	PostCent		PostPerif		Postfunc	
1	23	9	0.7%	14	4.2%	4	10.0%
2		0	4%	1	3%		
3		2	0%	1	5.6%		
4					1.9%		
5							
6	7	6	9%				
	46	1	00.0%	73	00.0%	4	10.0%

Табл. 14 Разпределение на пациентите - LNy

код	PostCent	PostPerif	Postfunc
1		5	1

	21	9.8%	23	9.8%	4	00.0%
2		.3%	2	6.6%	1	
3		.3%	2	9.3%	1	
4						
5						
6		.7%				
mis sing			6	.3%	4	

Табл. 15 Разпределение на пациентите - PNy

код	<i>PostCent</i>		<i>PostPeri f</i>		<i>Postfunc</i>	
	1	22	9 0.2%	21	8 6.1%	4
2		0. 4%	0	2. 7%		
3		0. 8%	1	2. 9%		
4	8	7. 3%	4	6. 4%		
5		0. 8%		1. 9%		
6		0. 4%				
	46	1 00.0%	73	1 00.0%	4	100 %

Табл. 16 Разпределение на пациентите - Statokinetic

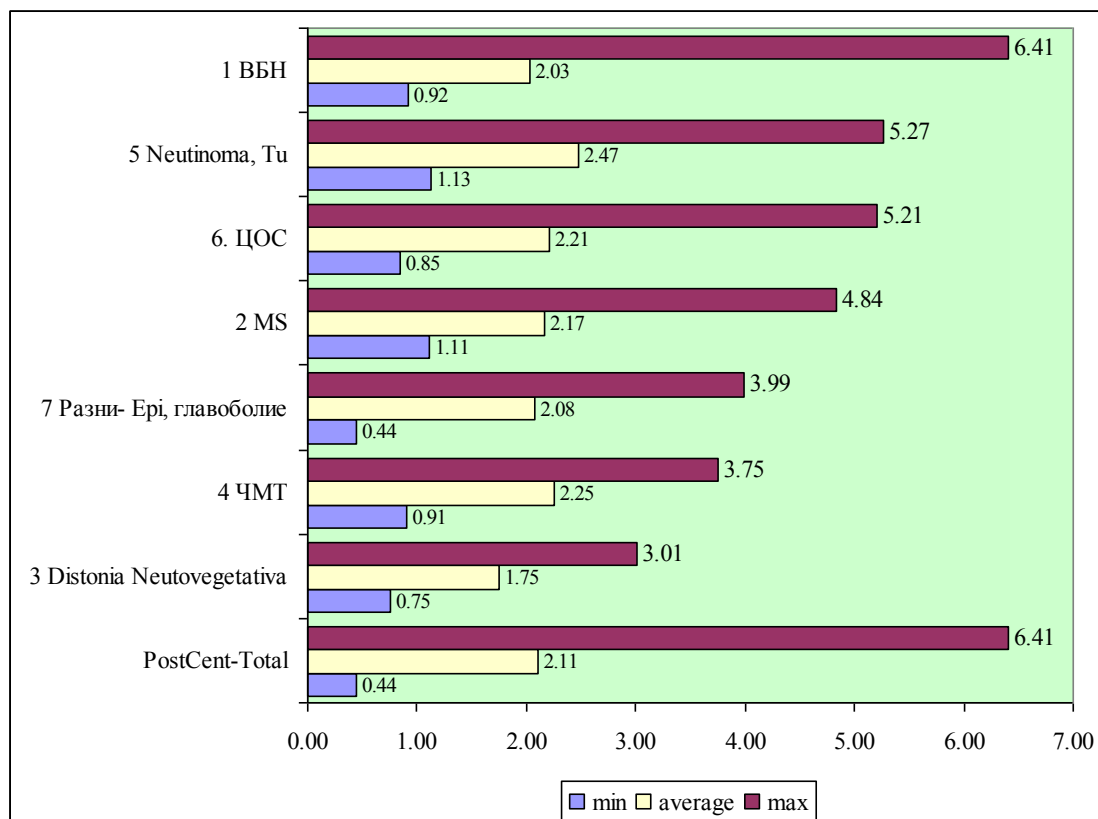
код	<i>PostCent</i>		<i>PostPeri f</i>		<i>Postfunc</i>	
	1		2. 0%	3	2 2.3%	
2		0. 4%				
3	6	3 5.0%	60	4 2.9%	0	37 %
4	54	6 2.6%	30	3 4.9%	4	63 %
	46	1 00.0%	73	1 00.0%	4	10 0.0%

Табл. 17 Разпределение на пациентите - Hearing

код	<i>PostCent</i>		<i>PostPeri f</i>		<i>Postfunc</i>	
	0	91	7 7.6%	02	5 4.2%	1
1	9	1 1.8%	1	1 1.0%		5.6 %
2	8	7. 3%	1	1 6.4%		
3		0.		1		

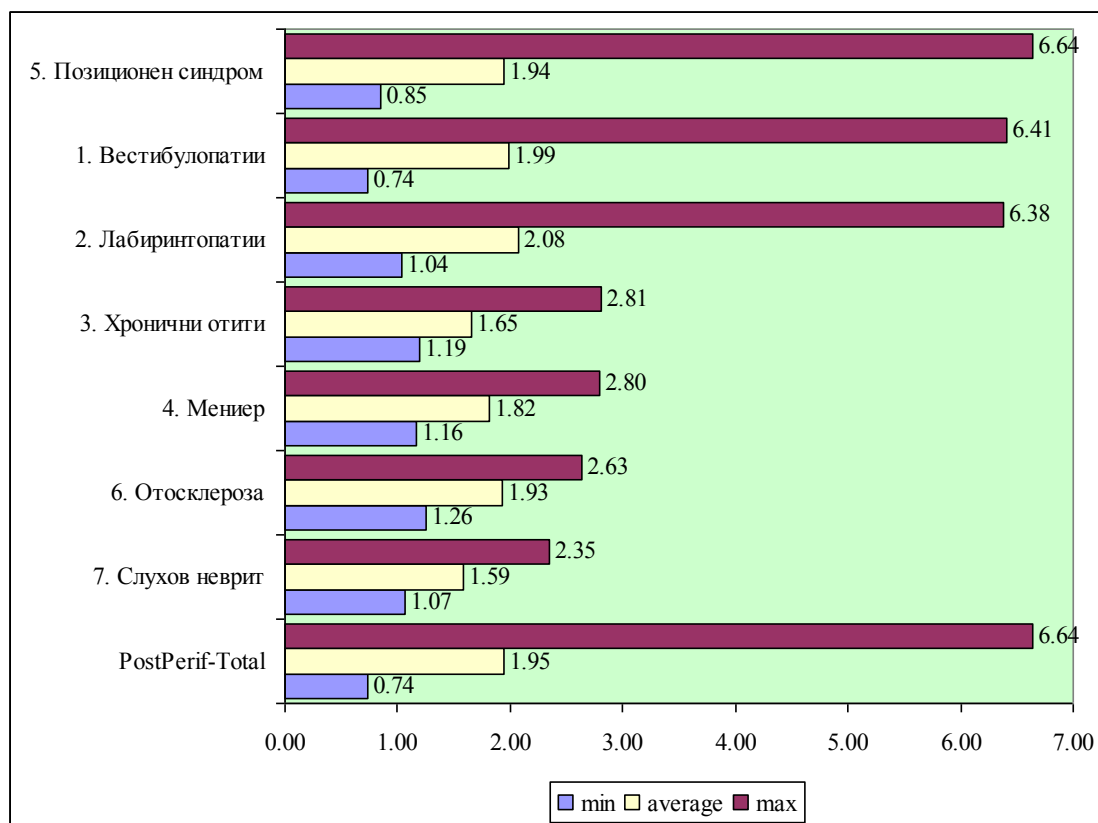
		4%	9	0.5%		
4		2.8%	0	8.0%		
	46	100.0%	73	100.0%	4	100.0%

Анализ на коефициента на Romber за PostCent



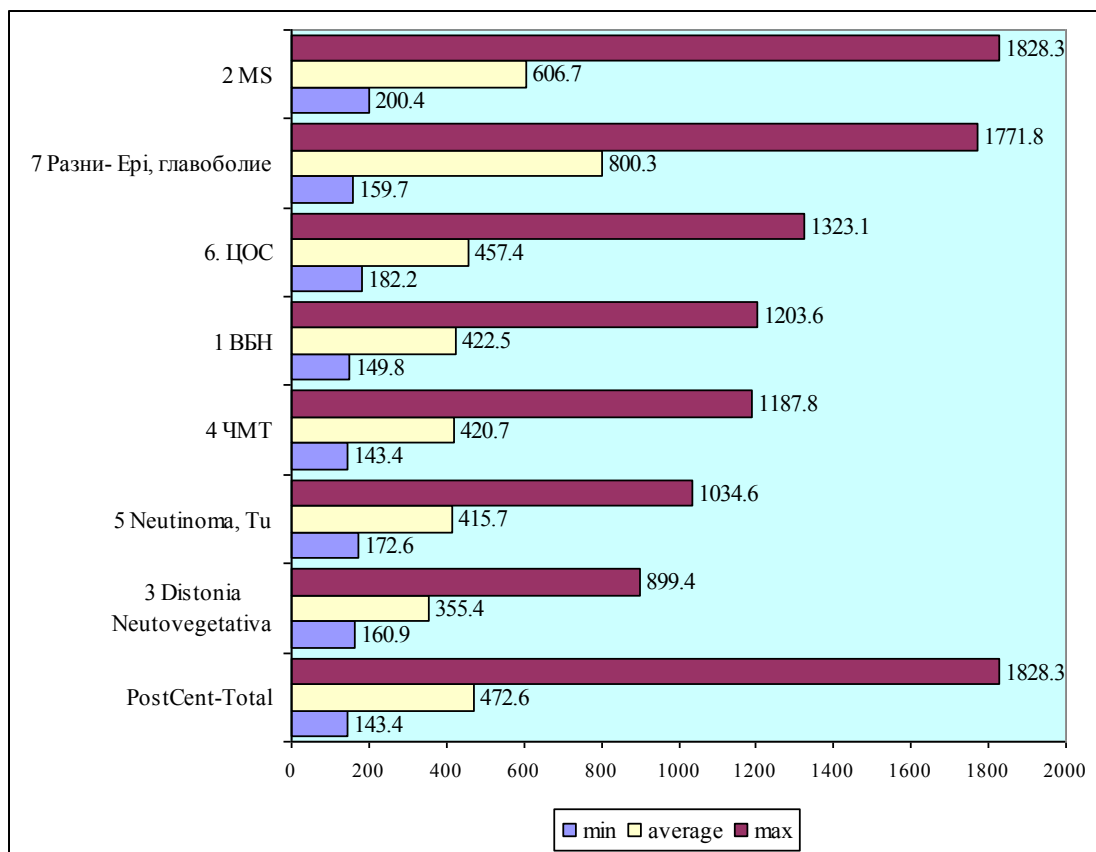
Фиг. 38

Анализ на коефициента на Romber за PostPerif



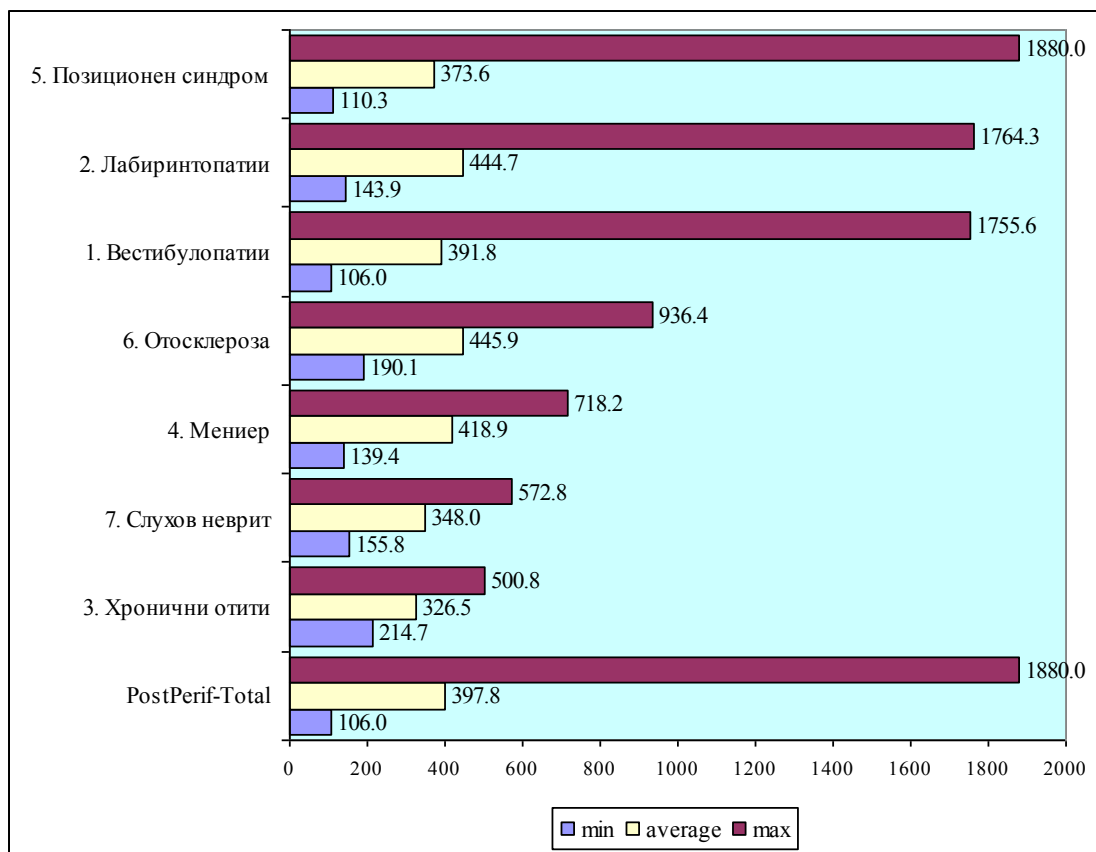
Фиг. 39

Анализ на Sop за PostCent



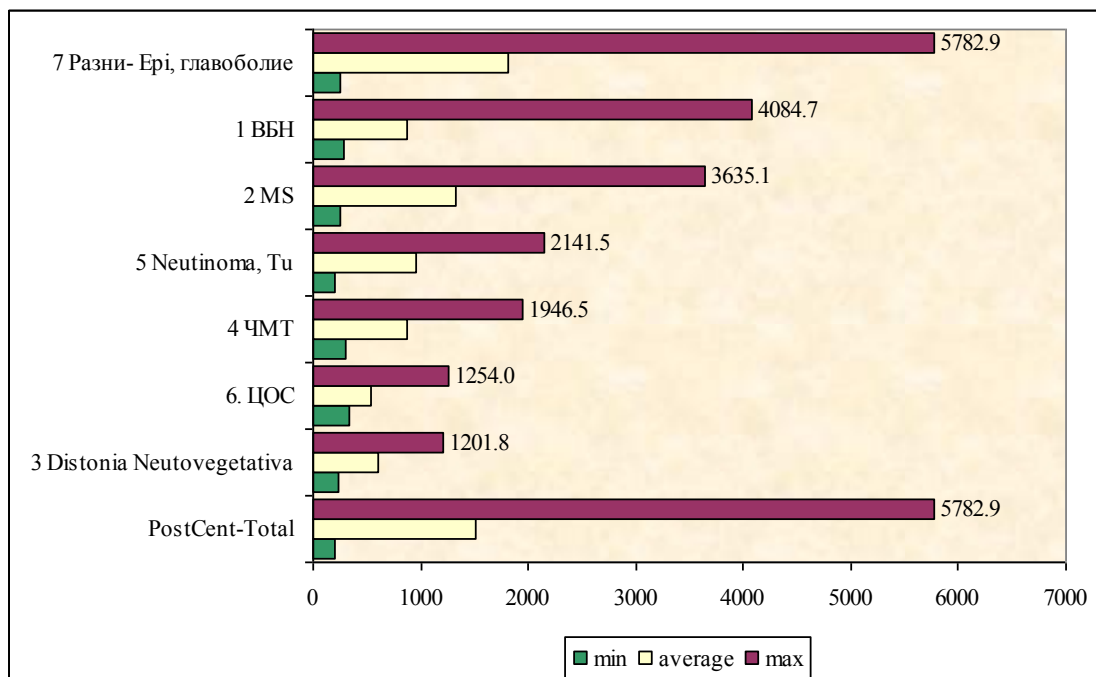
Фиг. 40

Анализ на Sop за PostPerif



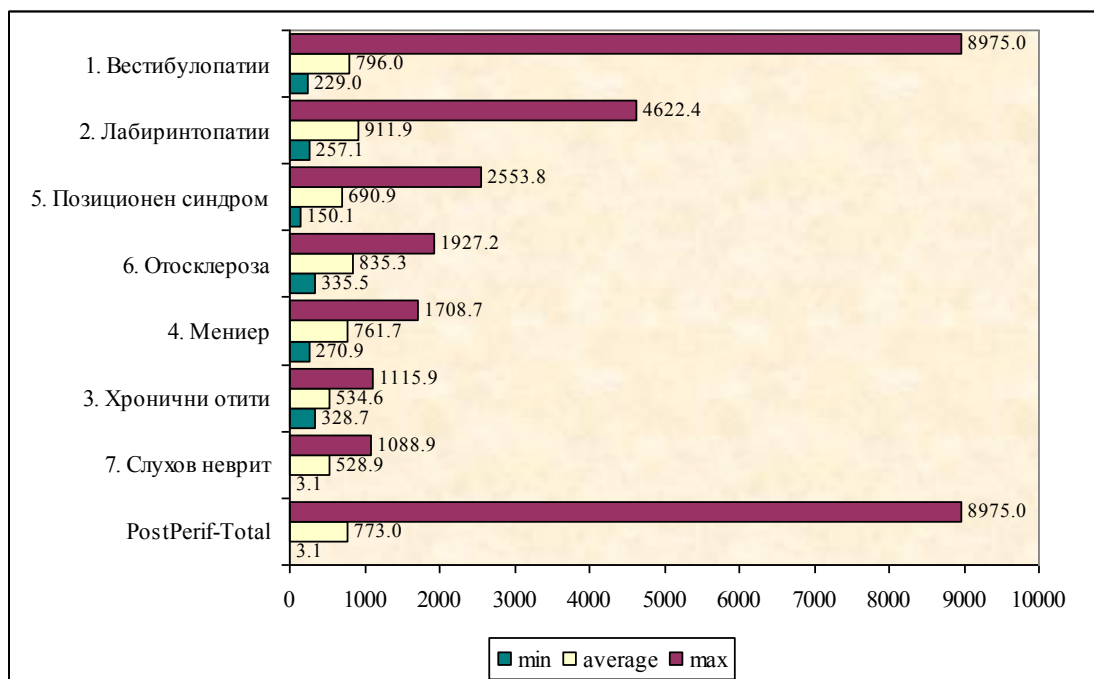
Фиг. 41

Анализ на Scl за PostCent



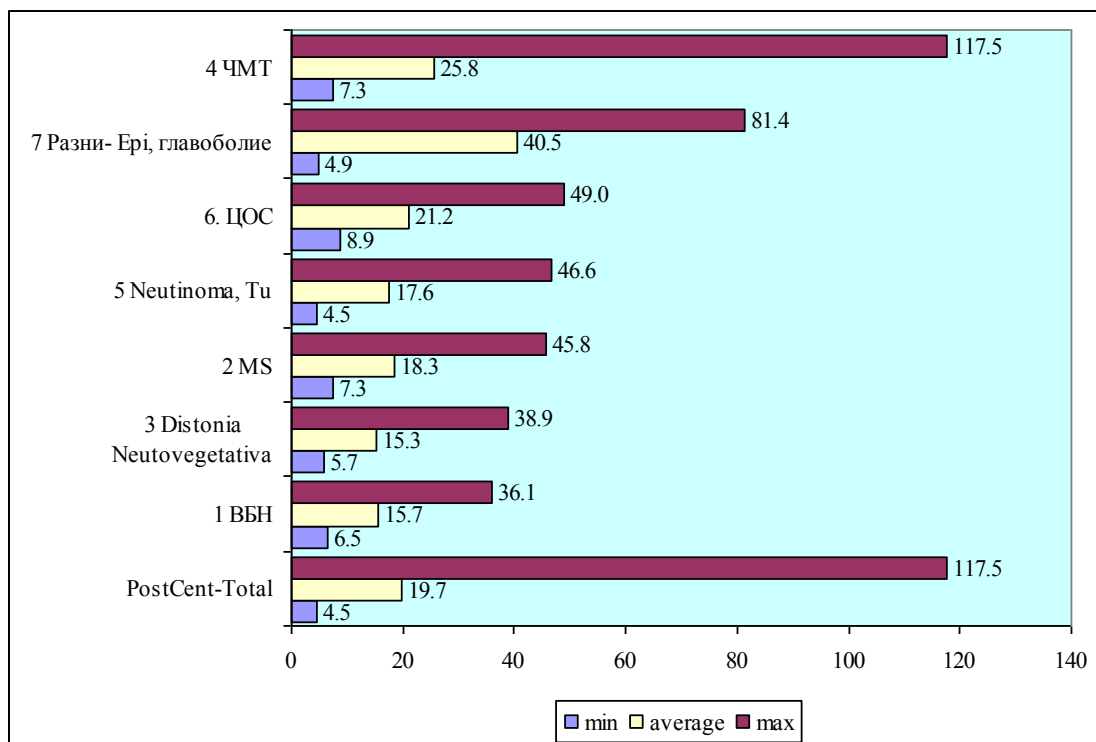
Фиг. 42

Анализ на Scl за PostPerif



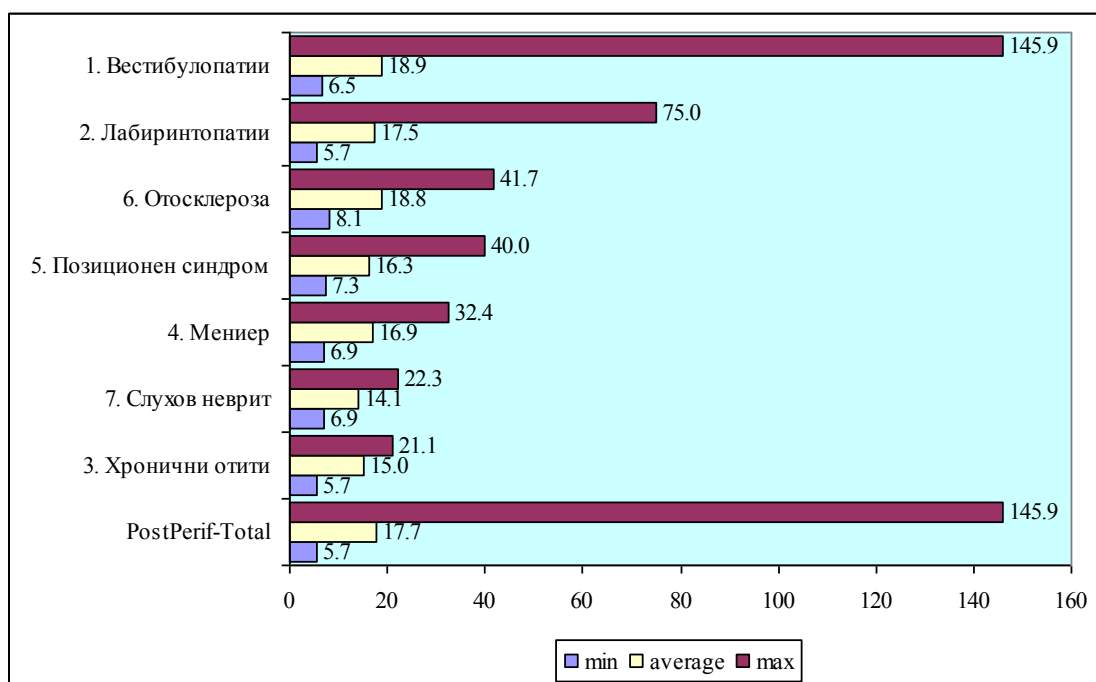
Фиг. 43

Анализ на DXop за PostCent



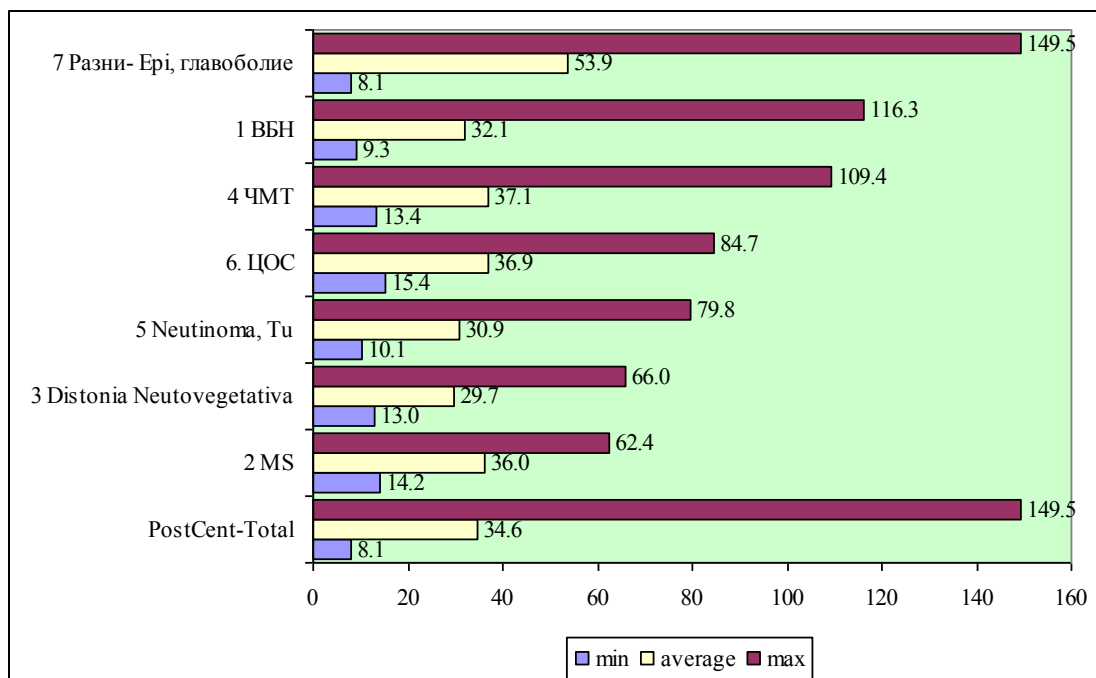
Фиг. 44

Анализ на DXop за PostPerif



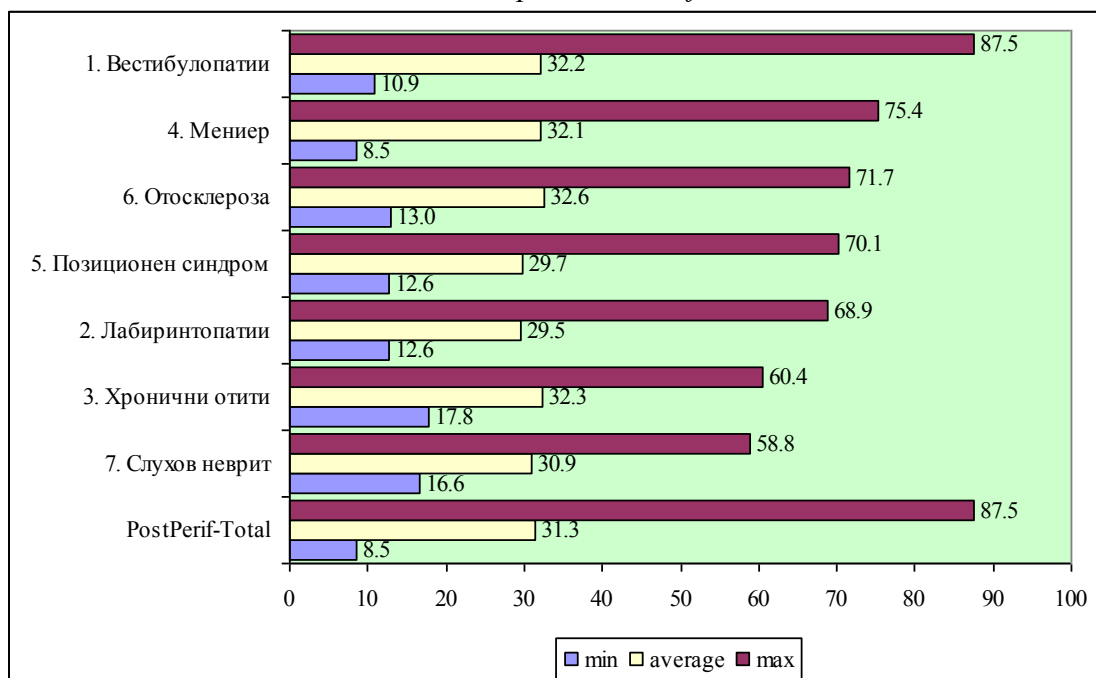
Фиг. 45

Анализ на DYop за PostCent



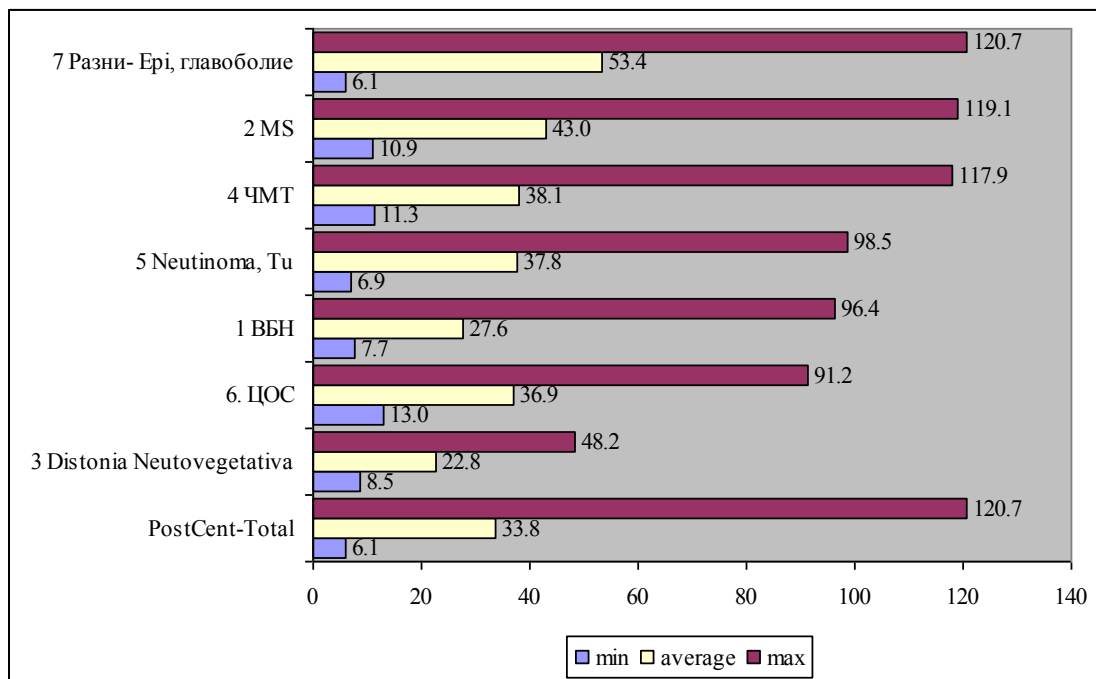
Фиг. 46

Анализ на DYop за PostPerif



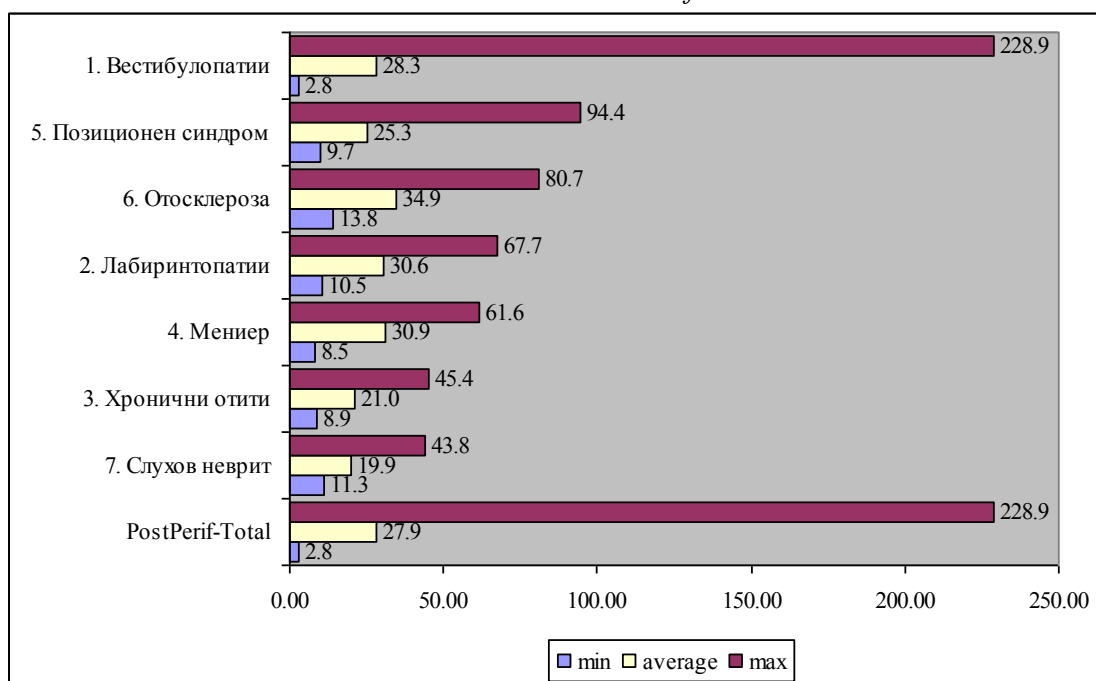
Фиг. 47

Анализ на DXcl за PostCent



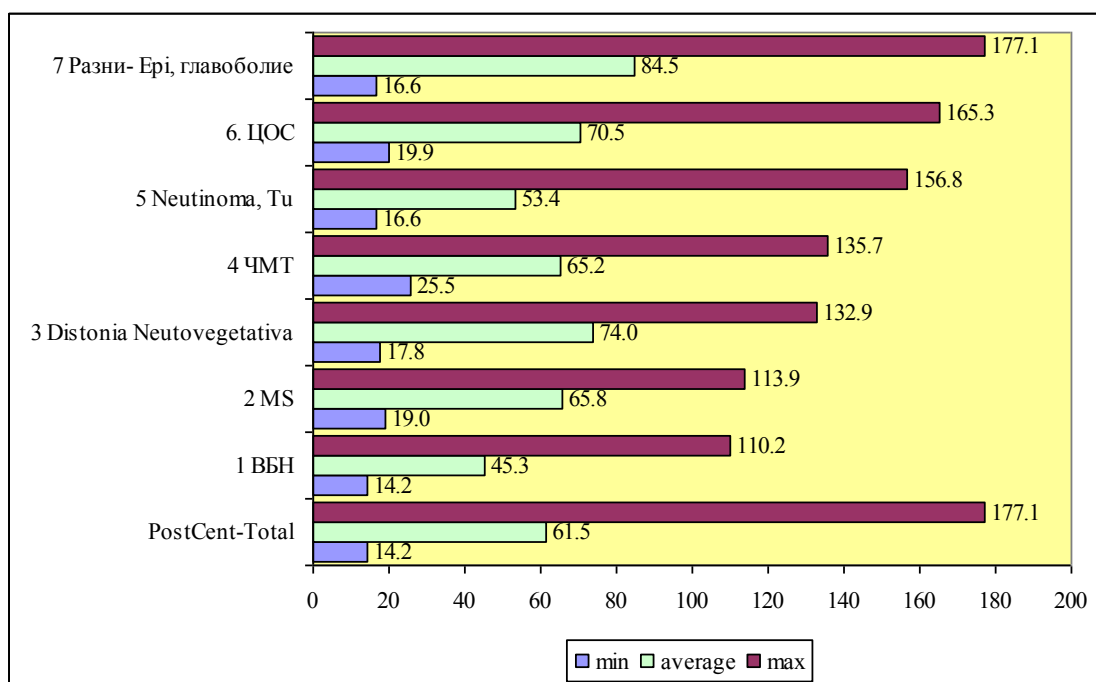
Фиг. 48

Анализ на DXcl за PostPerif



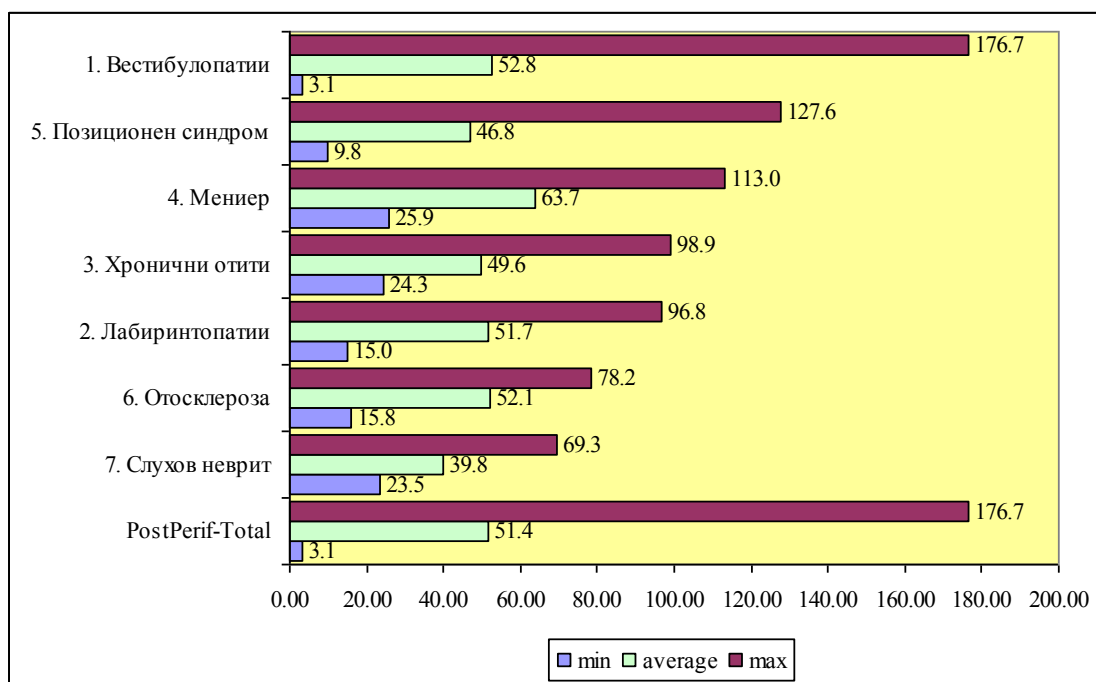
Фиг. 49

Анализ на DYcl за PostCent



Фиг. 50

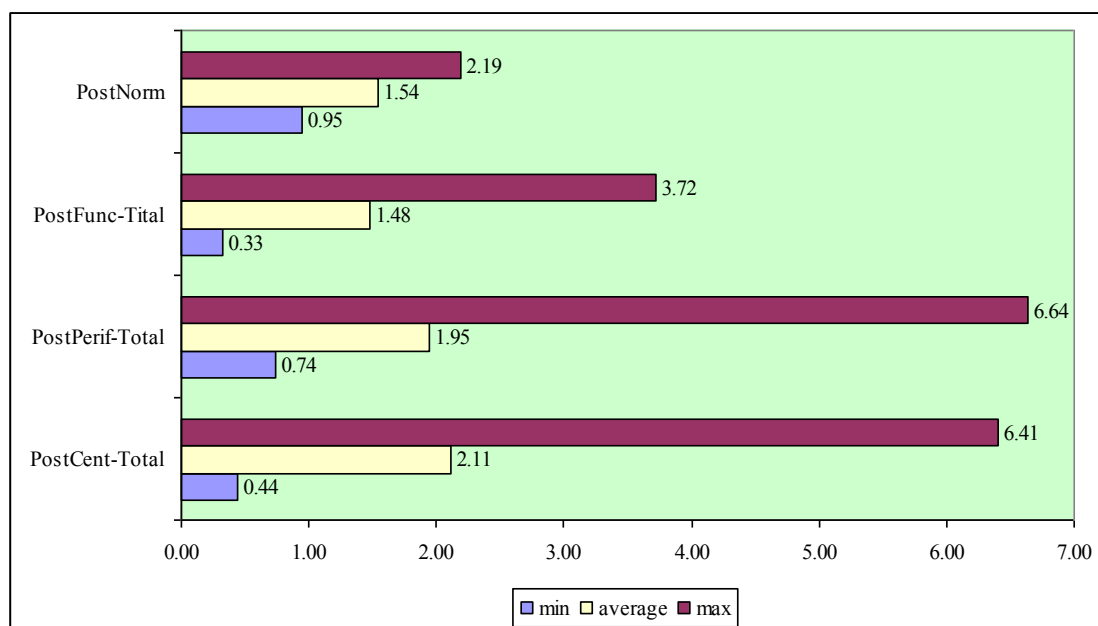
Анализ на DYcl за PostPerif



Фиг. 51

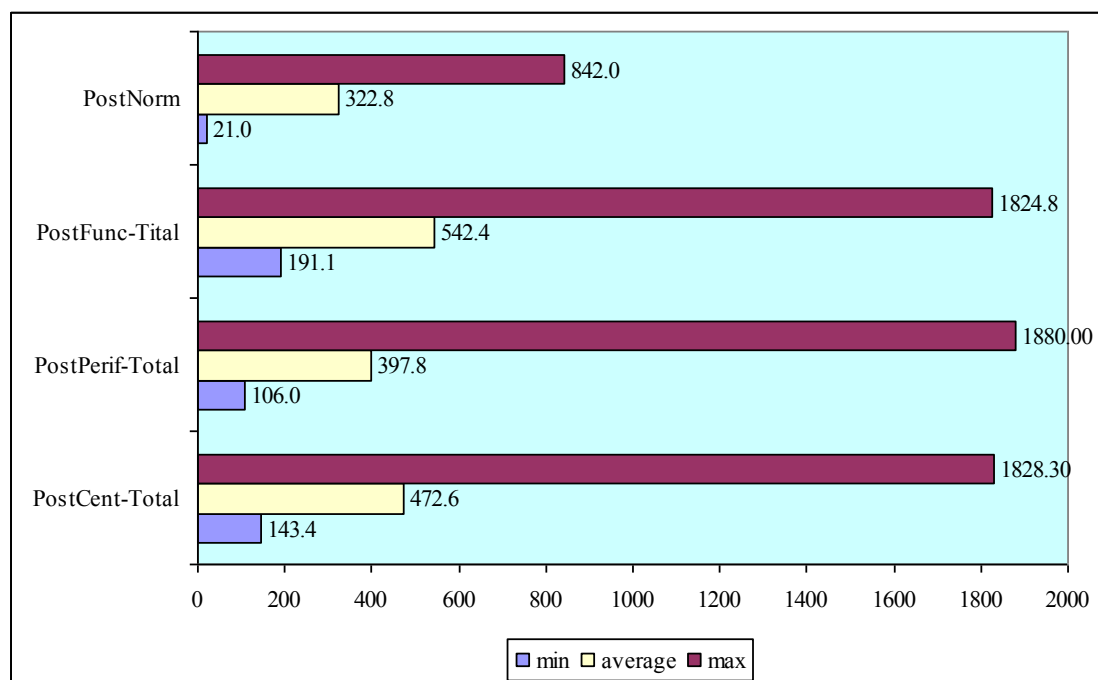
4.1.2. Сравнителен анализ на параметрите по групи патологии и тези на контролната група

Сравняване на коефициентите на Romberg



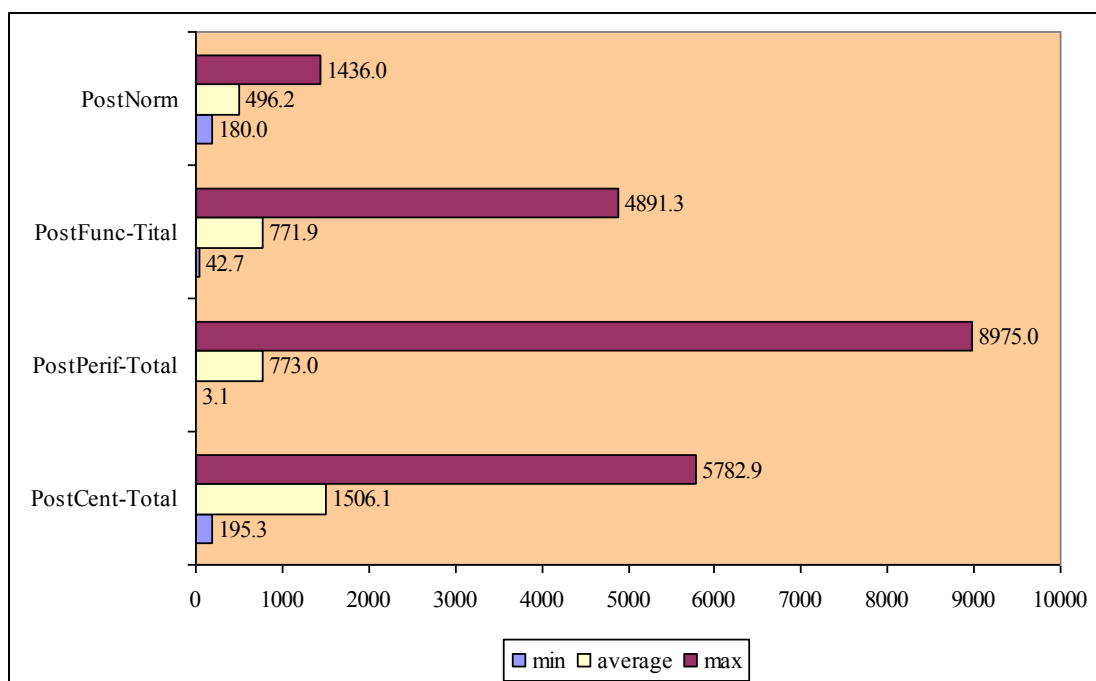
Фиг. 52

Сравняване на Sor



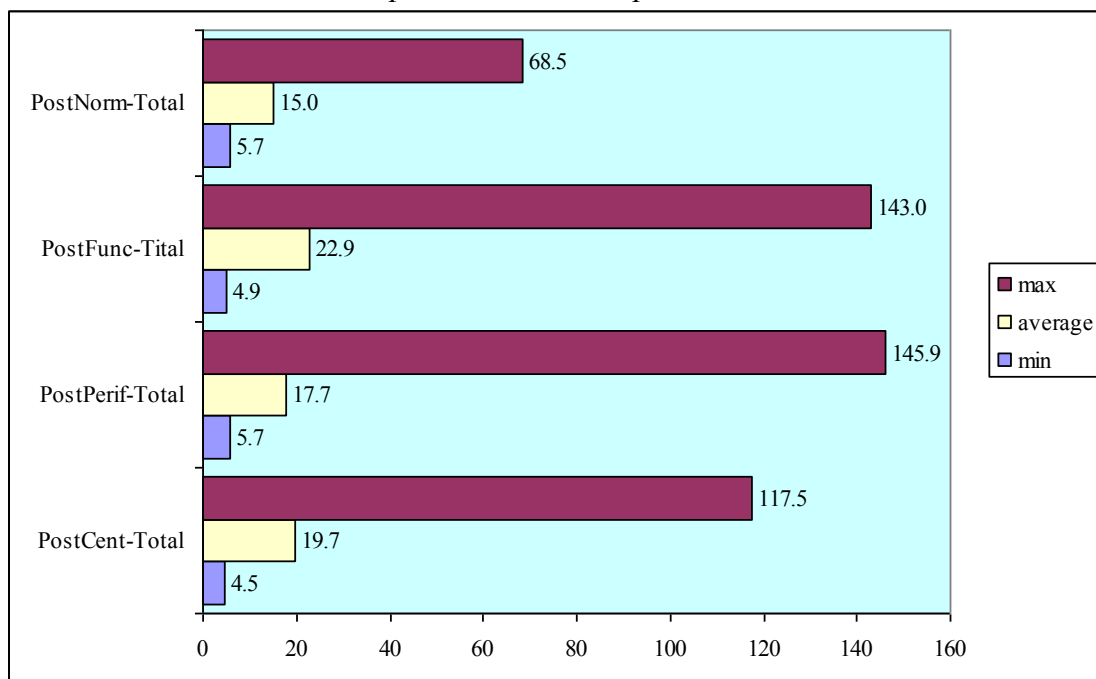
Фиг. 53

Сравняване на Sci



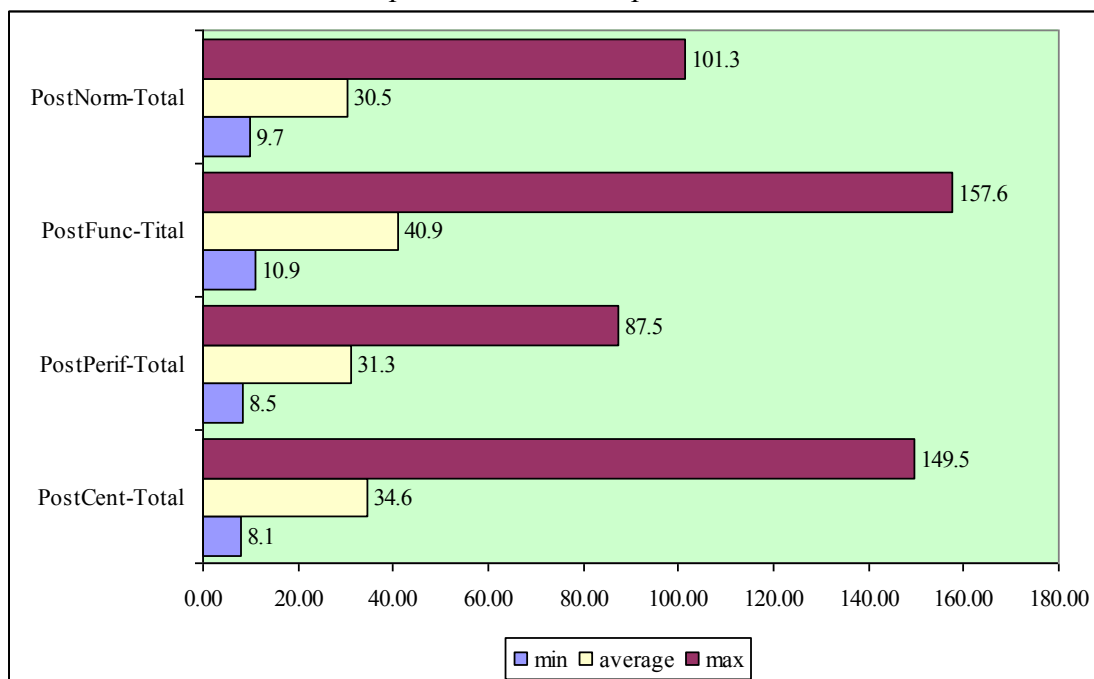
Фиг. 54

Сравняване на DХор



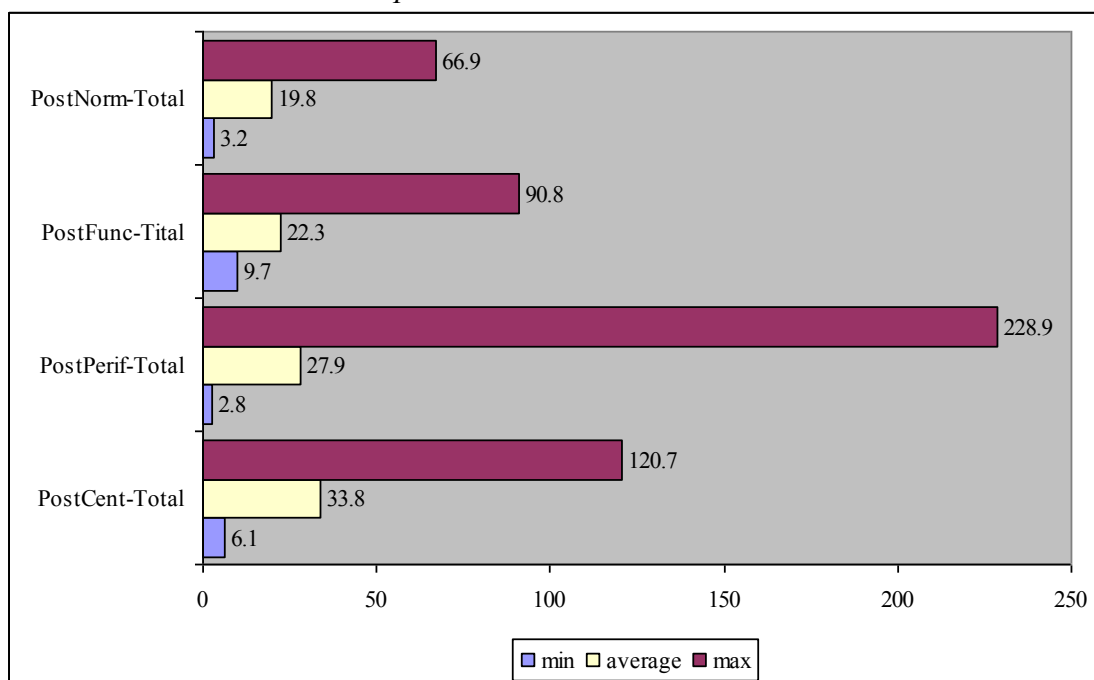
Фиг. 55

Сравняване на DYop



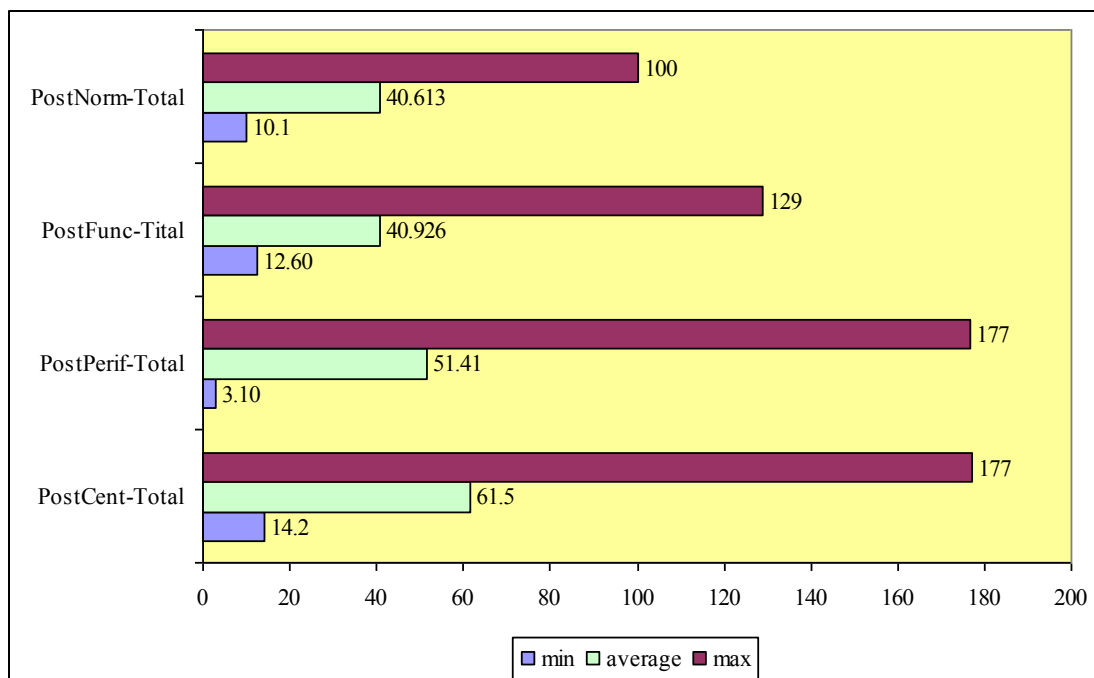
Фиг. 56

Сравняване на DXcl



Фиг. 57

Сравняване на DYcl



Фиг. 58

4.1.3. Проверка на статистически хопетози

1. Сравняваме средноаритметичните стойности на коефициентите на *Romberg* за групите *PostCent*, *PostPerif*, *PostFunc* със средноаритметичната стойност на коефициента на *Romberg* относно контролната група *PostNorm*, прилагайки статистическия метод, описан в параграф 2.6.3 на ГЛАВА 2 и формули (8), (9) и (11).

Табл. 18

$\bar{R}_{PostCent}=2.1115$	$\bar{R}_{PostNorm}=1.5389$
$\bar{R}_{PostPerif} = 1.9505$	
$\bar{R}_{PostFunc} = 1.4833$	

А. Сравняване на $\bar{R}_{PostCent}$ и $\bar{R}_{PostNorm}$

Съгласно формула (8) нулевата хипотеза се формулира по следния начин:

$$H_0: \bar{R}_{PostCent} = \bar{R}_{PostNorm}$$

Съгласно формула (9) алтернативната хипотеза се формулира по следния начин:

$$H_1: \bar{R}_{PostCent} \neq \bar{R}_{PostNorm}$$

За сравняването на двете средноаритметични стойности в статистическия пакет SPSS17 се прилага *Compare Means(Paired-Samples T Test*. Този тест е приложим за проверка на хипотези между две променливи, които логически са свързани помежду си и са измерени на една и съща скала и с една и съща мярка.

Получават се следните резултати:

Табл. 19

Paired Samples Test								
	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	99% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
R_PostCent	,51036	,84608	,06508	,34079	,67992	,842	68	,000

Тъй като $\text{Sig. (2-tailed)} < \alpha = 0.001$, то за вярна се приема алтернативната хипотеза $H_1: \bar{R}_{PostCent} \neq \bar{R}_{PostNorm}$, че има съществена разлика между тези две средни величини.

Б. Сравняване на $\bar{R}_{PostPerif}$ и $\bar{R}_{PostNorm}$

В този случай двете хипотези се формулират така:

$$H_0: \bar{R}_{PostPerif} = \bar{R}_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{R}_{PostPerif} \neq \bar{R}_{PostNorm}$$

Резултатите, получени след прилагането на *Compare Means(Paired-Samples T Test* са следните:

Табл. 20

Paired Samples Test								
	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	99% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			

Paired Samples Test									
	Paired Differences								Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	99% Confidence Interval of the Difference					
				Lower	Upper				
R_PostP erif - R_PostNorm	,3 3006	,63108	,04 854	,20358	,45 654	,799	68	,000	

Тъй като Sig. (2-tailed) < $\alpha = 0.001$, то за вярна се приема алтернативната

хипотеза $H_1: \bar{R}_{PostPerif} \neq \bar{R}_{PostNorm}$, че има съществена разлика между тези две средни величини.

В. Сравняване на $\bar{R}_{PostFunc}$ и $\bar{R}_{PostNorm}$

Двете хипотези се формулират по следния начин:

$$H_0: \bar{R}_{PostFunc} = \bar{R}_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{R}_{PostFunc} \neq \bar{R}_{PostNorm}$$

След прилагането на *Compare Means (Paired-Samples T Test)* се получават следните резултати:

Табл. 21

Paired Samples Test									
	Paired Differences								Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	99% Confidence Interval of the Difference					
				Lower	Upper				
R_Postfunc - R_PostNorm	,09963	,70599	,09 607	,35632	,15706	1,037	3	,304	

Тъй като Sig. (2-tailed) = 0.304 > $\alpha = 0.001$, то за вярна се приема нулевата

хипотеза $H_0: \bar{R}_{PostFunc} = \bar{R}_{PostNorm}$, т.е. че няма съществена статистически значима разлика между средноаритметичната стойност на коефициента на *Romber* за групата *PostFunc* и съответната стойност за контролната извадка.

2. Сравняваме средноаритметичните стойности на коефициента S_{op} за групите *PostCent*, *PostPerif*, *PostFunc* със средноаритметичната стойност на този коефициент за контролната група *PostNorm*.

$\bar{S}_{op}_{PostCent} = 472.55$	$\bar{S}_{op}_{PostNorm} = 322.82$
$\bar{S}_{op}_{PostPerif} = 397.83$	
$\bar{S}_{op}_{PostFunc} = 542.38$	

Табл. 22

А. Сравняване на $\bar{S}_{op}_{PostCent}$ и $\bar{S}_{op}_{PostNorm}$

Съгласно формула (8) нулевата хипотеза гласи:

$$H_0: \bar{S}_{op}_{PostCent} = \bar{S}_{op}_{PostNorm}$$

Съгласно формула (9) алтернативната хипотеза се формулира по следния начин:

$$H_1: \bar{S}_{op}_{PostCent} \neq \bar{S}_{op}_{PostNorm}$$

След прилагането на *Compare Means(Paired-Samples T Test)* се получават следните резултати:

Табл. 23

Paired Samples Test									
	Paired Differences						t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	99% Confidence Interval of the Difference					
				Lower	Upper				
Sop_PostCent - Sop_PostNorm	22,2574	9,7397	22,2877	64,1889	180,3259	,485	68	,000	

Тъй като $\text{Sig.}(2\text{-tailed}) = 0.000 < \alpha = 0.001$, то за вярна се приема алтернативната хипотеза $H_1: \bar{S}_{op}_{PostCent} \neq \bar{S}_{op}_{PostNorm}$, че има съществена разлика между тези две средни величини.

Б. Сравняване на $\bar{S}_{op}_{PostPerif}$ и $\bar{S}_{op}_{PostNorm}$

В този случай двете хипотези се формулират така:

$$H_0: \bar{Sop}_{PostPerif} = \bar{Sop}_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{Sop}_{PostPerif} \neq \bar{Sop}_{PostNorm}$$

Резултатите, получени след прилагането на **Compare Means(Paired-Samples T Test)** са следните:

Тъй като $\text{Sig. (2-tailed)} = 0.001 < \alpha = 0.05$, то за вярна се приема алтернативната хипотеза $H_1: \bar{Sop}_{PostPerif} \neq \bar{Sop}_{PostNorm}$, че има съществена разлика между тези две средни величини с вероятност 95%.

Табл. 24

Paired Samples Test								
	Paired Differences						f	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Sop_PostPerif - Sop_PostNorm	52,5515	207,4725	15,9594	21,0446	84,0583	,293	68	,001

В. Сравняване на $\bar{Sop}_{PostFunc}$ и $\bar{Sop}_{PostNorm}$

Двете хипотези се формулират по следния начин:

$$H_0: \bar{Sop}_{PostFunc} = \bar{Sop}_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{Sop}_{PostFunc} \neq \bar{Sop}_{PostNorm}$$

Резултатите, получени след прилагането на **Compare Means(Paired-Samples T Test)** са следните:

Табл. 25

Paired Samples Test								
	Paired Differences						f	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Sop_PostFunc - Sop_PostNorm	181,3056	386,7604	52,6314	75,7403	286,8708	,445	3	,001

Тъй като $\text{Sig. (2-tailed)} = 0.001 < \alpha = 0.05$, то за вярна се приема алтернативната хипотеза $H_1: \bar{S} op_{PostFunc} \neq \bar{S} op_{PostNorm}$, че има съществена разлика между тези две средни величини с вероятност 95%.

3. Сравняваме средноаритметичните стойности на коефициента S_{cl} за групите *PostCent*, *PostPerif*, *PostFunc* със средноаритметичната стойност на този коефициент за контролната група *PostNorm*.

Табл. 26

$\bar{S} cl_{PostCent} =$ 1506.06	$\bar{S} cl_{PostNorm} = 496.18$
$\bar{S} cl_{PostPerif} = 773.03$	
$\bar{S} cl_{PostFunc} = 771.89$	

А. Сравняване на $\bar{S} cl_{PostCent}$ и $\bar{S} cl_{PostNorm}$

Съгласно формули (8) и (9) двете хипотези означават следното:

$$H_0: \bar{S} cl_{PostCent} = \bar{S} cl_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{S} cl_{PostCent} \neq \bar{S} cl_{PostNorm}$$

След прилагането на *Compare Means(Paired-Samples T Test)* се получават следните резултати:

Б. Сравняване на $\bar{S} cl_{PostPerif}$ и $\bar{S} cl_{PostNorm}$

В този случай двете хипотези се формулират така:

$$H_0: \bar{S} cl_{PostPerif} = \bar{S} cl_{PostNorm}$$

$$H_1: \bar{S} cl_{PostPerif} \neq \bar{S} cl_{PostNorm}$$

В. Сравняване на $\bar{S} cl_{PostFunc}$ и $\bar{S} cl_{PostNorm}$

Двете хипотези се формулират по следния начин:

$$H_0: \bar{S} cl_{PostFunc} = \bar{S} cl_{PostNorm}$$

$$H1: \bar{S}cl_{PostFunc} \neq \bar{S}cl_{PostNorm}$$

4.1.4. Приложение на еднофакторен дисперсионен анализ за откриване на зависимости между видовете нистагъм и коефициента на Romberg R

А. При централни увреждания

4.1.4.1. Изследване на зависимостта между спонтанния нистагъм SNy и коефициента на Romberg R

Oneway

ANOVA

R		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups		1,247	3	,416	,507	,678
Within Groups		198,415	242	,820		
Total		199,662	245			

Табл. 27

Равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $\text{Sig.} = 0.678 > \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна нулевата хипотеза, че **при централни увреждания спонтанният нистагъм SNy не влияе върху коефициента на Romberg R.**

Test of Homogeneity of Variances			
R			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,930	2	242	,396

Табл. 28

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене (*Test of homogeneity of Variances*) показва, че $\text{Sig.} = 0.396 > \alpha = 0.05$. Следователно в случая се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 , че дисперсиите в отделните групи са приблизително еднакви.

4.1.4.2. Изследване на зависимостта между латентния нистагъм LNy и коефициента на Romberg R

Прилагайки еднофакторния дисперсионен анализ за факторната променлива LNy и резултативната променлива R с пакета SPSS17 се получават следните резултати:

Oneway					
ANOVA					
R					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2,373	3	,791	,970	,407
Within Groups	197,289	242	,815		
Total	199,662	245			

Табл. 29

Равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $\text{Sig.} = 0.407 > \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна нулевата хипотеза, че **при централни увреждания латентният нистагъм LNy не влияе върху коефициента на Romberg R.**

Test of Homogeneity of Variances			
R			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,745	3	242	,526

Табл. 30

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене (*Test of homogeneity of Variances*) показва, че $\text{Sig.} = 0.526 > \alpha = 0.05$. Следователно в случая се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 , че дисперсиите в отделните групи са приблизително еднакви.

4.1.4.3. Изследване на зависимостта между позиционния нистагъм PNy и коефициента на Romberg R

Еднофакторният дисперсионен анализ показва следното:

Oneway

ANOVA					
R					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2,279	5	,456	,554	,735
Within Groups	197,382	240	,822		
Total	199,662	245			

Табл. 31

Равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $\text{Sig.} = 0.735 > \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна нулевата хипотеза, че **при централни увреждания позиционният нистагъм PNy не влияе върху коефициента на Romberg R.**

Test of Homogeneity of Variances			
R			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,654	3	240	,178

Табл. 32

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене показва, че $\text{Sig.} = 0.178 > \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна нулевата хипотеза H_0 , че дисперсиите в отделните групи при позиционния нистагъм са приблизително еднакви.

Б. При периферни увреждания

4.1.4.4. Изследване на зависимостта между спонтанния нистагъм SNy и коефициента на Romberg R

Oneway

Средните стойности на коефициента на Romberg за отделните групи пациенти със спонтанен нистагъм са показани в следващата таблица.

Descriptives								
R								
		Me an	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Mini mum	Maxi mum
					Lower Bound	Upper Bound		
	14	1,8 609	,61431	,034 67	1,7926	1,9291	,74	6,64
	1	2,3 542	1,07907	,193 81	1,9584	2,7500	1,33	6,38
	1	2,6 919	1,24535	,271 76	2,1250	3,2588	1,31	6,41
		1,9 600	,36005	,136 08	1,6270	2,2930	1,36	2,31
total	73	1,9 505	,74047	,038 34	1,8751	2,0259	,74	6,64

Табл. 33

От следващата таблица се вижда, че равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $\text{Sig.} = 0.000 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза, че **при периферни увреждания спонтанният нистагъм SNy влияе върху коефициента на Romberg R.**

Табл. 34

ANOVA					
R					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	19,119	3	6,373	12, 722	,00 0
Within Groups	184,847	369	,501		
Total	203,966	372			

Test of Homogeneity of Variances

R

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
9,207	3	369	,000

Табл. 35

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене показва, че $\text{Sig.} = 0.000 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 , че дисперсиите в отделните групи при спонтанния нистагъм са различни. Следователно трябва да се отнасяме резервирано към направения вече извод от дисперсионния анализ. В такъв случай за изследване на зависимостта се прилата непараметричния дисперсионен анализ на Кръскал-Уолис. (*Analyze(Nonparametric Tests, K Independent Samples)*).

NPar Tests

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
Р	373	1,9505	,74047	,74	6,64
С	373	1,25	,644	1	4
Ny					

Табл. 36

Kruskal-Wallis Test

Ranks			
	N	Mean Rank	
Р	314	175,91	
С	31	235,32	
Т	21	270,76	
У	7	219,21	
Total	373		

Табл. 37

Test Statistics^{a,b}

	R
--	---

Chi-Square	22,850
Df	3
Asym. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis

Test

b. Grouping

Variable: SNy

Табл. 38

Равнището на значимост $Asymp. Sig = 0.000 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза, че **при периферните увреждания спонтанният нистагъм SNy оказва влияние върху коефициента на Romberg R.**

4.1.4.5. Изследване на зависимостта между латентния нистагъм LNy и коефициента на Romberg R

Oneway

Средните стойности на коефициента на Romberg за отделните групи пациенти с латентен нистагъм са показани в следващата таблица

Descriptives								
R								
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
	223	1,8015	,64532	,04321	1,7163	1,8866	,85	6,64
	62	2,2615	,68240	,08667	2,0882	2,4347	,95	4,42
	72	2,1425	,93670	,11039	1,9224	2,3626	,74	6,41
total	357	1,9501	,74342	,03935	1,8728	2,0275	,74	6,64

Табл. 39

От следващата таблица се вижда, че равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $Sig. = 0.000 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна

алтернативната хипотеза, че **при периферни увреждания латентният нистагъм LNy влияе върху коефициента на Romberg R.**

ANOVA

R

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	13,601	2	6,801	13,144	,000
Within Groups	183,152	354	,517		
Total	196,753	356			

Test of Homogeneity of Variances

R

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
5,071	2	354	,007

Табл. 40

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене показва, че $\text{Sig.} = 0.007 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 , че **дисперсиите в отделните групи при латентния нистагъм се различават съществено.** В такъв случай за изследване на зависимостта се прилата непараметричния дисперсионен анализ на Кръскал-Уолис. (*Analyze(Nonparametric Tests, K Independent Samples)*). Този анализ дава следните резултати:

NPar Tests

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
R	373	1,9505	,74047	,74	6,64
Ny	357	1,58	,806	1	3

Табл. 41

Kruskal-Wallis Test

Ny	N	Mean Rank
F	223	153,97
	62	240,58
	72	203,49
Total	357	

Табл. 42

	R
Chi-Square	39,251
Df	2
Asymp. Sig.	,000

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable:

LNy

Табл. 43

Равнището на значимост Asymp. Sig = 0.000 < $\alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза, че при периферните увреждания латентният нистагъм LNy оказва влияние върху коефициента на Romberg R.

4.1.4.6. Изследване на зависимостта между позиционния нистагъм PNy и коефициента на Romberg R

Средните стойности на коефициента на Romberg за отделните групи пациенти с позиционен нистагъм са показани в следващата таблица:

Oneway

Descriptives

R

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
	321	1,9421	,72771	,04062	1,8622	2,0220	,74	6,41
	10	1,9170	,36411	,11514	1,6565	2,1775	1,41	2,35
	11	1,7055	,33916	,10226	1,4776	1,9333	1,17	2,26
	24	1,9137	,56504	,11534	1,6752	2,1523	,85	3,65
	7	2,8957	1,72439	,65176	1,3009	4,4905	1,61	6,64
total	373	1,9505	,74047	,03834	1,8751	2,0259	,74	6,64

Табл. 44

Равнището на значимост на F-критерия на Фишер е $\text{Sig.} = 0.012 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза, че **при периферни увреждания позиционният нистагъм PNy влияе върху коефициента на Romberg R.**

ANOVA

R

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	6,981	4	1,745	3,260	,012
Within Groups	196,986	368	,535		
Total	203,966	372			

Табл. 45

Test of Homogeneity of Variances

R

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
3,444	4	368	,009

Табл. 46

Проверката за равенство на дисперсиите с теста на Левене показва, че $\text{Sig.} = 0.009 < \alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна алтернативната хипотеза H_1 , че дисперсиите в отделните групи при позиционния нистагъм се различават съществено. В такъв случай е приложен непараметричният дисперсионен анализ на Кръскал-Уолис. (*Analyze(Nonparametric Tests, K Independent Samples)*), който дава следните резултати:

NPar Tests

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
1	373	1,9505	,74047	,74	6,64
2	373	1,35	,949	1	5

Табл. 47

Kruskal-Wallis Test

Ranks			
	Ny	N	Mean Rank
1	321	321	184,93
2	10	10	208,15
3	11	11	153,91
4	24	24	193,56
5	7	7	281,36
Total	373	373	

Табл. 48

Test Statistics^{a,b}

	R
Chi-Square	6,990
Df	4
Asymp. Sig.	,136

a. Kruskal Wallis Test

	R
Chi-Square	6,990
Df	4
Asymp. Sig.	,136

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable:

PNy

Табл. 49

Равнището на значимост Asymp. Sig = 0.136 > $\alpha = 0.05$. Следователно се приема за вярна нулевата хипотеза, че **при периферните увреждания позиционният нистагъм PNy не оказва влияние върху коефициента на Romberg R.**

Получените резултати могат представени в следващата таблица.

Таб.50 Изследване на връзките между нистагъм и коефициент на Romberg

	независима променлива (фактор)	зависима променлива (резултат)	релация	
централни увреждания	спонтанен нистагъм	коефициент на Ромберг	SNy - -----> R	няма връзка
	латентен нистагъм	коефициент на Ромберг	LNy - -----> R	няма връзка
	позиционен нистагъм	коефициент на Ромберг	PNy - -----> R	няма връзка
периферни увреждания	спонтанен нистагъм	коефициент на Ромберг	SNy - -----> R	има връзка
	латентен нистагъм	коефициент на Ромберг	LNy - -----> R	има връзка
	позиционен нистагъм	коефициент на Ромберг	PNy - -----> R	няма връзка

4.2. Възrastови аспекти на равновесната функция

Равновесната функция е специализирана, сложно детерминирана и интегрирана на високо ниво, което води до известни трудности при оценката и. Тази функция не е константна през целия живот, а е във връзка с възрастта. Установено е (218), че равновесните способности нарастват и се развиват в процеса на индивидуалното развитие, след 7-8 годишна възраст достигат пълна зрялост и след 60 години започват да намаляват. Докато повечето автори установяват равновесен дефицит при възрастните хора, други не откриват значими промени с възрастта (139, 241). При внимателна селекция на лицата се установява, че възрастта има малко влияние върху резултатите от стабилотрията.

Ние определихме възрастните аспекти на равновесната функция, изразени чрез различните параметри на стабилограмата при клинично здрави лица от българската популация.

В анализа са включени изследванията на 275 клинично здрави индивиди на възраст от 10 до 75 години. От тях 143 са мъже и 132 са жени. Средната възраст на изследваните лица е 38,4 години. Въпросните лица са разпределени в 5 възрастни групи както следва: до 29 години; 30 – 39 години; 40 – 49 години; 50 – 59 години и над 60 години. Броят на лицата в отделните групи е представен в таблица 16. Тази таблица също така показва и стойностите на отделните показатели на стабилограмата за петте възрастни групи.

Табл. 51

Показатели/ възраст	До 29 n=98	30-39 N=46	40-49 n=57	50-59 n=40	Над 60 n=34
R	1,48	1,43	1,43	1,52	1,62
S отв	349,9	349,9	347,6	335,6	355,8
V отв	11,7	11,7	11,6	11,2	11,9
Арея отв	227,2	246,9	157,9	181,1	209,3
Dx отв	14,8	13,8	15,6	14,5	16,5
Dy отв	30,7	26,9	31,6	27,6	35,4
Dy/Dx отв	2,2	2,2	2,1	2	2,31
S затв	510,4	506,2	483,5	505,3	571,6
V затв	17	16,9	16,1	16,9	19,1

Арея затв	464,6	412,1	208,3	172,4	337,7
Dx затв	20,6	17,3	17,9	19,7	22,8
Dy затв	9,5	37,1	38,9	44,3	44,9
Dy/Dx затв	2,12	2,24	2,24	2,43	2,19

Нестабилността при възрастните се дължи на различни причини (206). Най-вече се касае за патологични промени, водещи до увреди в някоя от системите, регулиращи равновесието. С възрастта относителният дял на съдовите и дегенеративни мозъчни заболявания нараства, а това води до значими промени в различни отдели на ЦНС. Интересно е да се види как стоят нещата при здрави лица над 60 години без изявени клинични данни за такава патология.

Както личи от нашите данни, представени в горната таблица, редица показатели на стабилнограмата не се променят статистически значимо с възрастта над 60 години. Това е особено валидно при изследване с отворени очи. Вижда се, че параметрите път, скорост, площ и отклонения в странична посока са без особена разлика в различните възрастови групи. Леко нарастват стойностите на отклоненията в предно-задна посока, но това не е статистически значимо. При затваряне на очите и отпадане на зрителния контрол, в групата над 60 години леко се завишават стойностите на показателите път и скорост. Завишен е леко и коефициента на Ромберг, също без статистическа значимост.

От така представените данни може да заключим, че при клинично здрави лица на възраст от 60 до 75 години стабилметричните показатели не се различават достоверно от среднестатистическите показатели на клинично здрави лица в другите възрастови групи. Това означава, че при липса на патологични промени в ЦНС или вестибуларната система, равновесната функция дълго се запазва непроменена. Наблюдаваната нестабилност при възрастните хора може да се дължи на намалените адаптационни и компенсаторни механизми на ЦНС или на вестибуларната система след прекарани заболявания.

4.3. Стабилографска платформа СИП-1: оригинална конструкция, тестове, надеждност.

Изследването на равновесието отдавна има основен дял в отоневрологията. В практиката са въведени редица тестове, които с различна степен на вероятност и достоверност доказват вида и тежестта на вестибуларната

патология. Това са класическият тест на Romberg, показалечната проба на Barani, теста на Babinski- Weil, stepping- и writting теста на Fukuda и др. Въпреки широкото им приложение, тяхната диагностична информативност е незадоволителна.

Бързото развитие на електрониката направи възможно обективизиране на теста на Romberg. Терминът стабилметрия (постурография) в най- общият смисъл се използва за означаване на група методи за изследване на равновесната функция на човек в изправено положение. В по- тесен смисъл и от клинична гледна точка този термин означава регистриране и анализ на колебанията на проекцията на ЦТ чрез специално конструирани платформи и последваща компютърна обработка на получената информация(142).

Датчикът, регистриращ преместванията на проекцията на ЦТ в подпорната площ между стъпалата се нарича стабилметрична платформа. Обикновено това е квадратна равна повърхност със страна 40- 60 см. При движение на проекцията на центъра на тежестта, върху платформата действат динамични сили в различни направления. Снемането на тези сили се извършва по различен начин и с различни датчици в зависимост от конструктивното решение на съответната фирма- производител. Основният проблем, с който трябва да се справят конструктурите на такива платформи е, че показанията им не трябва да зависят от теглото на лицето, а само и единствено от промяната на натиска в определена координатна система. При различните видове платформи това е решено по различен начин.

Високата цена на стабилметричните платформи, произвеждани от ограничен брой западни производители, наложи създаването на оригинален български продукт. Благодарение на сътрудничеството ни с фирмата „Софинформпродукт” бе създадена цялостна стабилметрична система (хардуер и софтуер) за изследване на пациентите. В резултат от плодотворното сътрудничество с инженерите от тази фирма бе създадена една оригинална и много надеждна апаратура.

Стабилметричните изследвания по тази методика извършвахме на система за стабилографски изследвания СИП-1, българско производство с оригинална конструкция, производство на фирмата “Софинформпродукт”. Това е единственият български апарат от този тип, масово произвеждан и продаван на медицинския пазар от 1992 година насам. Цената му е достъпна, затова с него се

работи в повече от 15 кабинети с различни профили в цяла България. Очаква се осъвременяване на конструкцията и още по- масовото му навлизане в практическата дейност, ето защо се яви необходимостта от тестване в клинични условия, стандартизиране на методиката и изработване на референтни стойности, което е и част от задачите на тази работа.

Системата се състои от стабилографска платформа, персонален компютър PC AT 286 (впоследствие заменен с по-мощни компютърти конфигурации), 16 MHz, 1 Mb RAM, 40 Mb HDD, 5" флопидисково устройство, цветен монитор EGA, пишешо устройство (матричен принтер Star LC- 15), интерфейсна платка и свързващи кабели.

Самата стабилографската платформа представлява устройство с равна повърхност и размери 400x400x128 mm. Отгоре има очертани ориентировъчни стъпала за поставяне на краката на пациента. Има вграден операционен усилвател на сигнала (чувствителност >1 mV, усилване > 40 dB, изходно напрежение 0,5 V) и автономно захранване. Принципът на регистриране и отчитане на сигнала е капацитивно- индуктивен. Усилвателят е 4 канален. Чувствителността на платформата е 1 mV/mm. Честотата, с която се скенират показанията на платформата е 10 Hz. Електрическият сигнал получен от стабилографската платформа се предава посредством ширмован кабел на интерфейлната платка, поставена в компютъра на стандартен ISA-слот. Тази платка представлява двуканален аналогово-цифров преобразовател (АЦП), управляван програмно. Предназначението и е да преобразува електрическият сигнал от платформата в цифров код, необходим за работата на компютъра. След това данните се обработват от програмния продукт и се предоставят на изследващия в графичен и цифров вид върху екрана на монитора или се разпечатват на печатащото устройство.

Платформата беше подложена на тестове със здрави доброволци по отношение на различни влияния върху резултатите от изследванията. Тези тестове бяха, както следва:

- Влияние на теглото на пациента върху показанията на платформата.
- Влияние на височината на пациента върху показанията на платформата.

- Интериндивидуална повторяемост на резултатите.

Анализът от резултатите на тези тестове показва, че показанията на платформата не зависят нито от височината, нито от ръста на изследваните лица, а също така и интериндивидуалната повторяемост на резултатите е много добра, тоест данните са достоверни и репродуктабилни.

По качество на изработката, надеждност на конструкцията и достоверност на резултатите тази платформа се нарежда сред най-добрите промишлени образци от световни производители.

4.4. Програмно осигуряване за стабิโลграфската платформа СИП-1.

Известни са голям брой програми за стабилметрия. Целта на тези компютърни програми е:

- да преработят по съответен начин получената от платформата информация,
- да я изведат във вид удобен за интерпретация от клиницистите, и
- да съхранят данните от изследването на пациента за по-нататъшна преработка и сравнение.

Тези програми изчисляват различни параметри на стабิโลграмата, а данните се извеждат в подходящ графичен вид на монитор или се разпечатват от принтер. Повечето автори използват собствени или фирмени програми-например тубингенския софтуер на Dichgans and Diener, Fourier- техниката, T-POST програмата на фирма Tonnies, EquiTest на Nashner. Съществуват и оригинални български програми, като тази на колектива от БАН, на колектива от ТМИ (проф. Бумбаров) , нашите програми СТА-1, СТА-2 и др.

Ние работихме предимно с 2 програмни продукта, разработени от програмисти, в тясно сътрудничество с автора. Първият от тях (МС-1) първоначално се доставяше стандартно със системата до 1995 год. Тази програма изважда следните параметри на стабิโลграмата: път, скорост на преместване на ЦТ, площ на получената фигура, коефициент на Romberg, десетте най- големи отклонения и времената на тяхното получаване, хистограма на отклоненията, “обвивната” крива и същата в разгърнат вид. Втората програма (СТА-1) , с която работим от 1995 година е разработена от нас, съвместно с

програмист. Тя отчита следните показатели: път, коефициент на Romberg, амплитуда на отклоненията в предно-задна (Dy) и странична (Dx) посока. Кое наложи създаването на втора програма, с която работят сега повечето потребители, като се има пред вид, че тя отчита по-малко параметри от първата? Анализът на работата с първата програма за период от 3 години показва, че тя е много бавна (написана е на 8 битов код и стар програмен език –DOS) и не може да използва пълноценно възможностите на съвременната компютърна техника. Изследването на един пациент, включително с разпечатване на резултатите отнема от 25 до 30 минути! Част от необходимата математическа обработка на сигнала се изпълнява оф-лайн, впоследствие, което също отнема много време. Много параметри създават съществени затруднения на практикуващите лекари, освен това диагностичната информативност на някои от тях (по литературни и наши данни) е ниска, други са взаимно детерминирани (напр. път и скорост). Нашата цел беше да се апробира и внедри в клиничната практика бърза, лесна за употреба и достъпна за интерпретация програма. Старата програма не отговаряше напълно на тези изисквания, което наложи създаването на нов, бързодействащ и донякъде опростен вариант, но с насоченост към ежедневната клинична работа с пациентите, включително и в кабинети с широк профил. Новосъздадената от нас програма е написана изцяло на нов програмен код при използване на съвременния език за програмиране C++, което дава възможност за пълноценно използване на ресурсите на компютъра. Тя може да работи и на новите по-бързи компютри, да използва различни видове принтери и мишки за по-удобна работа. Резултатите от изследването са налице веднага, он-лайн, изследването и разпечатването на резултатите не отнема много време (под 5 мин). Програмата поддържа голяма база данни, където могат да се съхраняват различни изследвания на едно и също лице през дълъг период от време за сравнение и контрол на равновесната функция. На екрана на монитора могат да се извадят, наблюдават и сравняват до 3 произволно избрани резултата на един и същ пациент. В тази програма са включени само най-информативните показатели, а също така и новите за тази програма показатели амплитуда в предно-задна и странична посока, което улеснява работата и облекчава разчитането и интерпретирането на резултатите, особено за ежедневни диагностични нужди и от лекари с различен профил и различна квалификация. Други предимства на тази програма са, че получените образи (криви) на

колебанията на ЦТ могат да се уголемяват или намаляват, да се движат по екрана, да се разглеждат поотделно, да се наслагват и т. н.

Понастоящем ние използваме и двете програми, като първата се предпочита за изследователски разработки, втората- предимно за практически цели. Резултатите от двете програми са напълно съпоставими, което е доказано чрез многократното тестване на едни и същи лица с помощта на двете програми.

4.5. Референтни стойности на показателите на стабิโลграмата за българска популация.

От изключително значение е, когато се въвежда даден диагностичен метод, да се определят референтните стойности за дадена популация. Един от приносите на този труд, че бяха определени тези стойности за българската популация. Това дава ценни данни на практикуващите лекари и на изследователите в ежедневноста им работа.

По-долу в табличен вид са дадени тези референтни стойности, изчислени по различни методики. Приемаме като най-близки до практиката данните на параметричния анализ.

Референтни стойности на параметрите на стабิโลграмата

Табл. 52

Параметър	Тест за нормалност				Референтни интервали		
	Нормални стойности /тест A-D/		Преобразувани стойности /тест A-D/		Параметричен анализ	Непараметричен анализ	Сигмални отклонения
	2		2				
R	,914	,02	,39	,00	0,99 - 1,99	1,00 - 1,99	0,9 - 2,02
So	,92	,00	,07	,01	145,4 - 661,7	141,1- 646,0	11 - 8,9-629,0

S ₃					222,5	240,5-	12
атв	,55	,00	,24	,00	-988,8	965,5	8,3-891,7
V ₀					4,0-	4,1-	2,5
тв	,87	,00	,01	,00	22,0	21,2	-19,7
V ₃					7,4-	8,0-	4,3
атв	,55	,00	,24	,00	33,0	32,2	1-29,7
P ₃					74,3-	----	---
атв	,32	,00	,53	,00	1417,2		-1082,0
D					6,1-	6,5-	1,4
Хотв	,81	,00	,30	,00	28,4	30,3	-30
D					7,3-	7,1-	-
Хзатв	,50	,00	,35	,00	45,9	47,9	1,1-40,6
Dy					12,3-	12,4-	-
отв	,16	,00	,15	,00	81,4	68,6	1,4-62,4
Dy					14,5-	15,3-	4,5
затв	,27	,00	,32	,00	88,3	84,5	-76,7
D					1,0-	0,9-4,1	0,5
Y/DXотв	,63	,00	,44	,00	4,1		-3,8
D					1,0-	1,2-4,2	0,6
Y/DXзатв	,67	,00	,37	,00	4,2		-3,8
D					0,6-	0,7-2,6	0,4
Ycl/Dyор	,54	,00	,37	,00	2,6		-2,5
D					0,6-	0,6-2,6	0,4
Xcl/Dхор	,14	,00	,15	,00	2,8		-2,4

Понастоящем тези референтни стойности се използват за оценка на резултатите от стабилметричното изследване във всички медицински звена, използващи стабิโลграфската система СИП-1.

4.6. Специфичност и чувствителност на отделните показатели на стабิโลграмата.

4.6.1. Дефиниции

За оценка на даден метод се използват 4 параметъра: специфичност, чувствителност, позитивна и негативна предполагаема стойност.

За оценка на метода се използва референтен метод с доказана точност (Златен метод). Въз основа на проведените изследвания с текущия и референтния метод се определят 4 категории от обекти :

- Истински положителни (Tp) – пациенти, които са диагностицирани като болни и по двата метода;
- Фалшиво положителни (Fp) – пациенти, диагностицирани като болни по изследвания метод, но здрави според референтния;
- Истински отрицателни (Tn) – пациенти, диагностицирани като здрави и по двата метода;
- Фалшиво отрицателни (Fn) – пациенти, диагностицирани като здрави според изследвания метод, но болни според референтния;

Чувствителността определя способността на даден метод да определи болните пациенти:

$$Sens = \frac{Tp}{Tp + Fn}$$

Ако теста има голяма чувствителност, то отрицателен резултат предполага с голяма вероятност пациента да е здрав. Според теорията, ако „фалшив“ тест показва винаги истински положителен статус на пациента независимо от реалния му статус, ще има 100% чувствителност. Ето защо този показател не може да се използва самостоятелно за оценка достоверността на даден тест.

Специфичността се определя като способността на даден тест да отсее отрицателните резултати (здравите пациенти):

$$Spec = \frac{Tn}{Tn + Fp}$$

Ако теста има висока специфичност, положителния резултат показва голяма вероятност за наличие на изследваното заболяване.

В медицината тест с висока чувствителност се използва за отсяване на пациентите със заболяване, докато тест с висока специфичност – за отсяване на здравите пациенти.

Положителна (PPV) и отрицателна (NPV) прогнозна стойност:

$$PPV = \frac{Tp}{Tp + Fp} \quad NPV = \frac{Tn}{Tn + Fn}$$

Те се използват за оценка на достоверността на метода спрямо референтните стойности за дадена популация.

4.6.2. Оценка на резултатите

Обобщение на коефициентите при централни, периферни и функционални нарушения - най голяма чувствителност на теста им коеициента на Ромберг за пациенти с функционални нарушения (55), следвани от тези с централни (53).

	Min	Max	Централни	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		46,34%	96,34%	91,94%	66,58%
Sop	145	660		17,89%	95,60%	78,57%	56,37%
Vop	4	22		17,89%	97,07%	84,62%	56,75%
Scl	222	990		32,93%	95,60%	87,10%	61,27%
Vcl	7	33		32,93%	96,34%	89,01%	61,45%
dYop/dXop	1	4		11,04%	94,67%	66,67%	52,46%
dYcl/dXcl	1	4		7,45%	95,86%	63,16%	52,09%
dYcl/dYop	0,6	2,6		14,91%	95,86%	77,42%	54,18%
dXcl/dXop	0,6	2,8		18,63%	95,27%	78,95%	55,14%

Табл. 53 Централни нарушения

	Min	Max	Периферни	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		37,80%	96,34%	93,38%	46,87%
Sop	145	660		9,38%	95,60%	74,47%	56,43%
Vop	4	22		8,58%	97,07%	80,00%	56,27%
Scl	222	990		19,30%	95,60%	85,71%	53,56%
Vcl	7	33		19,30%	96,34%	87,80%	53,37%
dYop/dXop	1	4		8,85%	94,67%	71,88%	59,70%
dYcl/dXcl	1	4		8,85%	95,86%	76,67%	59,40%
dYcl/dYop	0,6	2,6		12,31%	95,86%	82,05%	58,46%
dXcl/dXop	0,6	2,8		10,38%	95,27%	77,14%	59,14%

Табл. 54 Периферни нарушения

	Min	Max	Функционални	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		53,70%	96,34%	74,36%	8,68%
Sop	145	660		27,78%	95,60%	55,56%	13,00%
Vop	4	22	27,78%	97,07%	65,22%	12,83%	

Scl	222	990		20,37%	95,60%	47,83%	14,14%
Vcl	7	33		20,37%	96,34%	52,38%	14,05%
dYop/dXop	1	4		12,90%	94,67%	30,77%	14,44%
dYcl/dXcl	1	4		6,45%	95,86%	22,22%	15,18%
dYcl/dYop	0,6	2,6		6,45%	95,86%	22,22%	15,18%
dXcl/dXop	0,6	2,8		6,45%	95,27%	20,00%	15,26%

Табл. 55 Функционални нарушения

Средна стойност на праметрите за изследваната група

	Min	Max		Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2	Общо	42,20%	96,34%	96,60%	40,34%
Sop	145	660		13,97%	95,60%	88,68%	31,07%
Vop	4	22		13,52%	97,07%	91,92%	31,29%
Scl	222	990		24,37%	95,60%	93,18%	33,90%
Vcl	7	33		24,37%	96,34%	94,25%	34,07%
dYop/dXop	1	4		9,91%	94,67%	83,33%	28,12%
dYcl/dXcl	1	4		8,19%	95,86%	84,09%	28,08%
dYcl/dYop	0,6	2,6		12,83%	95,86%	89,23%	29,14%
dXcl/dXop	0,6	2,8		13,05%	95,27%	88,06%	29,06%

Табл. 56

Въз основа на направените изчисления може да се заключи:

От всички изчислени коефициенти, този на Ромберг има най-голяма информационна стойност. Според неговите отклонения с най-голяма вероятност може да се предположи наличие на нарушение в равновесната функция. За съжаление, неговата средна специфичност - около 40% - предполага наличие на голяма грешка (болен пациент да се маркира като здрав). В такива случаи трябва да си вземат предвид бързо настъпващите поцеси на компенсация, особено при периферни вестибуларни дисфункции.

При различните типове заболявания той може да се прилага за пациенти с вестибулопатии и позиционни синдроми. При останалите типове заболявания е практически неприложим поради ниската му специфичност.

В заключение – ако даден пациент попадне в абнормните граници, определени в това изследване, то не може със сигурност да се приеме наличие на нарушение на вестибуларната функция, а трябва да се проведат допълнителни изследвания за потвърждение на диагнозата. При наличие на отрицателен резултат може да се предположи отсъствие на нарушение.

4.7. Специфичност и чувствителност на метода при различните форми на периферни и централни вестибуларни заболявания.

За да се подберат приложимите параметри за оценка състоянието на пациента, трябва да се определят техните специфичност и чувствителност при конкретните нозологични единици. По-долу са дадени стойностите на тези параметри при съответни видове патология.

Вестибулопатии. При оценка на параметрите се вижда, че коефициента на Ромберг (Rq) е с най-висока чувствителност; специфичността за всички оценявани коефициенти е над 95%, което показва, че те могат да се прилагат за отсяване на здравите пациенти.

	Min	Max	Вестибулопатии	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		39,49%	96,34%	86,11%	26,54%
Sop	145	660		7,01%	95,60%	47,83%	35,87%
Vop	4	22		18,47%	97,07%	78,38%	32,57%
Scl	222	990		7,01%	95,60%	47,83%	35,87%
Vcl	7	33		18,47%	96,34%	74,36%	32,74%
dYop/dXop	1	4		29,94%	94,67%	83,93%	40,74%
dYcl/dXcl	1	4		30,57%	95,86%	87,27%	40,22%
dYcl/dYop	0,6	2,6		29,94%	95,86%	87,04%	40,44%
dXcl/dXop	0,6	2,8		28,66%	95,27%	84,91%	41,03%

Табл. 57

Лабиринтопатии – при този тип заболявания отново с най-висока чувствителност е Rq; останалите коефициенти са практически неприложими поради ниската им чувствителност.

	Min	Max	Лабиринтопатии	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		43,06%	96,34%	75,61%	13,49%
Sop	145	660		16,67%	95,60%	50,00%	18,69%
Vop	4	22		27,78%	97,07%	71,43%	16,40%
Scl	222	990		16,67%	95,60%	50,00%	18,69%
Vcl	7	33		27,78%	96,34%	66,67%	16,51%
dYop/dXop	1	4		14,71%	94,67%	35,71%	15,34%
dYcl/dXcl	1	4		8,82%	95,86%	30,00%	16,06%
dYcl/dYop	0,6	2,6		23,53%	95,86%	53,33%	13,83%
dXcl/dXop	0,6	2,8		29,41%	95,27%	55,56%	12,97%

Табл. 58

Отити – стабилотрият е неприложима за нозологична диагноза при този тип заболяване – нито един от коефициентите не е над критичния минимум от 40%.

	Min	Max	Отити	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		13,64%	96,34%	23,08%	6,74%
Sop	145	660		0,00%	95,60%	0,00%	7,77%
Vop	4	22		4,55%	97,07%	11,11%	7,34%
Scl	222	990		0,00%	95,60%	0,00%	7,77%
Vcl	7	33		4,55%	96,34%	9,09%	7,39%
dYop/dXop	1	4		0,00%	94,67%	0,00%	6,43%
dYcl/dXcl	1	4		0,00%	95,86%	0,00%	6,36%
dYcl/dYop	0,6	2,6		9,09%	95,86%	12,50%	5,81%
dXcl/dXop	0,6	2,8		0,00%	95,27%	0,00%	6,40%

Табл. 59

Болест на Мениер – статистическата грешка при този тип заболяване е относително висока ($PPV < 50\%$), което в комбинация с по-ниската чувствителност прави резултатите от този тест недостоверни – като резултат отново се приема, че е неприложим за специфична диагноза.

	Min	Max	Мениерова болест	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2		36,36%	96,34%	44,44%	5,05%
Sop	145	660		9,09%	95,60%	14,29%	7,12%
Vop	4	22		27,27%	97,07%	42,86%	5,69%
Scl	222	990		9,09%	95,60%	14,29%	7,12%
Vcl	7	33		27,27%	96,34%	37,50%	5,73%
dYop/dXop	1	4		0,00%	94,67%	0,00%	8,57%
dYcl/dXcl	1	4		6,67%	95,86%	12,50%	7,95%
dYcl/dYop	0,6	2,6		33,33%	95,86%	41,67%	5,81%
dXcl/dXop	0,6	2,8		13,33%	95,27%	20,00%	7,47%

Табл. 60

Позиционни – при позиционният синдром Rq може да се използва за предварително отсяване на болните пациенти; останалите коефициенти са сравнително неинформативни.

	Min	Max	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2	40,68%	96,34%	70,59%	11,74%
Sop	145	660	8,47%	95,60%	29,41%	17,14%
Vop	4	22	13,56%	97,07%	50,00%	16,14%
Scl	222	990	8,47%	95,60%	29,41%	17,14%
Vcl	7	33	13,56%	96,34%	44,44%	16,24%
dYop/dXop	1	4	5,88%	94,67%	25,00%	23,08%
dYcl/dXcl	1	4	9,80%	95,86%	41,67%	22,12%
dYcl/dYop	0,6	2,6	5,88%	95,86%	30,00%	22,86%
dXcl/dXop	0,6	2,8	7,84%	95,27%	33,33%	22,60%

Табл. 61

Отосклероза – при това заболяване Rq има най-висока чувствителност, то точността на предвиждане е по-ниска.

	Min	Max	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2	45,45%	96,34%	50,00%	4,36%
Sop	145	660	18,18%	95,60%	25,00%	6,45%
Vop	4	22	22,73%	97,07%	38,46%	6,03%
Scl	222	990	18,18%	95,60%	25,00%	6,45%
Vcl	7	33	22,73%	96,34%	33,33%	6,07%
dYop/dXop	1	4	11,76%	94,67%	18,18%	8,57%
dYcl/dXcl	1	4	5,88%	95,86%	12,50%	8,99%
dYcl/dYop	0,6	2,6	17,65%	95,86%	30,00%	7,95%
dXcl/dXop	0,6	2,8	5,88%	95,27%	11,11%	9,04%

Табл. 62

Слухови неврити – отново нито един от параметрите няма достатъчна чувствителност за да се диагностицира това заболяване.

	Min	Max	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV
Rq	1	2	15,79%	96,34%	23,08%	5,73%
Sop	145	660	0,00%	95,60%	0,00%	6,79%
Vop	4	22	15,79%	97,07%	27,27%	5,69%
Scl	222	990	0,00%	95,60%	0,00%	6,79%
Vcl	7	33	15,79%	96,34%	23,08%	5,73%
dYop/dXop	1	4	10,00%	94,67%	10,00%	5,33%
dYcl/dXcl	1	4	0,00%	95,86%	0,00%	5,81%
dYcl/dYop	0,6	2,6	0,00%	95,86%	0,00%	5,81%
dXcl/dXop	0,6	2,8	0,00%	95,27%	0,00%	5,85%

Табл. 63

Въз основа на направените изчисления анализ може да се заключи:

От всички изчислени коефициенти, този на Ромберг има най-голяма информационна стойност за да се предположи наличие на нарушение в равновесната функция. За съжаление неговата средна специфичност (около 40%) предполага наличие на голяма грешка (болен пациент да се маркира като здрав).

При различните типове заболявания той може да се прилага най-голям успех при пациенти с вестибулопатии и при болестта на Мениер. При останалите типове заболявания е практически неприложим за поставянето на специфична диагноза поради ниската му специфичност.

В заключение – ако даден пациент попадне в границите на параметрите на стабилотрамата, определени в това изследване, то не може със сигурност да се приеме наличие на нарушение на вестибуларната функция, а трябва да се проведат допълнителни изследвания за потвърждение на диагнозата. При наличие на отрицателен резултат може да се предположи отсъствие на нарушение.

4.8. Определяне на диагностични модели за стабิโลграфските показатели при различните типове патология.

Правени са редица опити резултатите от стабилотметрията да се систематизират според стойностите на някои показатели, да се опишат някои “модели”, включително и математически(16), характерни за определени нозологични единици или да се сравнят с резултатите от някои рутинни отоневрологични тестове (например ENG, 19). Най-общото заключение е, че стабилотметрията е ценен метод за установяване на вестибуларен дефицит дори при някои пациенти без отклонения във VOR, но все пак предоставя по-скоро допълнителна, отколкото основна информация за вестибуларната дисфункция. Статичната стабилотметрия е по-чувствителна при разкриване на периферна вестибуларна дисфункция, отколкото динамичната стабилотметрия. Особено ценни са стабิโลграфските данни при определяне на степента на компенсация на равновесната функция.

Интересни са стабилотметричните данни при отделните групи заболявания. Ние изследвахме стабилотметричните промени при периферна вестибуларна дисфункция. Особено важни са резултатите при пациенти с пълна

(двустранна) вестибуларна арефлексия, защото те най-точно отразяват влиянието на вестибуларната система върху статичното равновесие. Ние, както и повечето автори не откриваме патологични данни при статична стабилومتрия на пациенти в компенсирани стадии. Въпреки това лицата със загубена вестибуларна функция употребяват много повече енергия за поддържане на изправеното положение на тялото и са много по-зависими от зрителната информация. Изводът тук е, че пълната загуба на вестибуларна функция не уврежда значимо равновесната функция след достигане на компенсация. Дори и със 30 отклоненията на ЦТ се увеличават значимо само при някои пациенти, което може да се приеме като белег на увредена проприоцептивна аферентация. В действителност при 30 пациентите с вестибуларна арефлексия зависят изцяло от проприоцептивната система, но в повечето случаи това е напълно достатъчно. След лабиринтectomy се наблюдава повишен тонус на скелетната мускулатура във връзка с оживените проприоцептивни рефлексии. Пациенти с двустранна арефлексия показват повишени осцилации в предно-задна посока с периодичност 0,4Hz. Подобна картина се наблюдава и при пациенти с травми на ствола на мозъка. Според нашите данни, подобно на резултатите на Diener et al. (67) не се установяват стабилграфски промени с отворени и затворени очи при вестибуларен дефицит и настъпила компенсация. Ако такива лица обаче бъдат поставени в условията на сензорен конфликт, то равновесието силно се уврежда до степен залитане и падане.

При едностранен вестибуларен дефицит или арефлексия в компенсирани стадии в повечето случаи се регистрират нормални стабилोगрами. За целите на диагностиката най-често използваме параметрите скорост, амплитуда на отклоненията и Rq . В остриите стадии е налице ясно изразена тенденция за отклонения към засегнатата страна, независимо от наличието на нистагъм. При тестове 5 и 6 (по Nørgaard) пациентите трудно пазят равновесие и обикновено падат (вестибуларна формула). Това показва, че пациентите не могат да поддържат равновесие разчитайки единствено на информацията от вестибуларната система. Процесите на компенсация могат да променят тази картина. При вестибуларния невронит силно нараства Rq . С помощта на фистулен тест, приложен върху платформата, в някои случаи може да се установи наличието на перилимфна фистула при хроничните отити. Диагностичната информативност на стабилومتрията за разкриване на едностранния вестибуларен дефицит силно

нараства при прилагането на т. нар. “сензитивиращи” техники (например разклащане на главата, поставянето и в максимална дорзална флексия и др.).

При мениеровата болест, която е модел на хронична (в напредналите стадии) периферна кохлеовестибуларна дисфункция, движенията на проекцията на ЦТ стават нерегулярни и положението му се променя от време на време. Налице е тенденция за отклонения на ЦТ към засегнатата страна при 34,1% с ОО и при 51,2% със ЗО. До същите заключения стигат и Takemori et al. (248) при извършване на тримерен анализ (по оста Z). При отчитане на характера на стабилограмата се установява, че в острия стадий най-често се среща центропеталния тип с нарастване на ляво-десните отклонения, особено със затворени очи. Интересни са резултатите при тест с разклащане на главата. Пациенти с мениерова болест са по-стабилни по време на разклащане на главата, отколкото след това. Този феномен се обяснява с факта, че ЦНС е по-нечувствителна към информацията от патологично променените вестибуларни структури по време на разклащане на главата, но след това “остатъчната” увреждаща информация взема превес и придизвиква нестабилност.

При позиционния синдром и BPPV обикновено кризи се провокират при тестовете 3 и 6. Наблюдава се характерен модел: след кратък латентен период се отбелязва голямо нарастване на пътя и амплитудата на стабилограмата, особено в предно-задна посока, със средна честота 3 Hz(43, 51). Нестабилността се засилва успоредно със световъртежа. При пристъпи без типичен световъртеж се отбелязва само дискретна дестабилизация. Ако пациентите се оплакват от нестабилност, особено при ходене и имат чувството, че стъпват в памук или дунапрен, то може да се подозира отолитова компонента, често недооценявана. Отбелязваме и неблагоприятния ефект на обездвижването на главата и шията по отношение на възстановяването на равновесната функция.

При случаи с отосклероза резултатите от стабилограмата показват данни за декомпенсирана вестибуларна функция в ранния следоперативен период. След около месец вестибуларната функция преминава в компенсирана фаза. В някои случаи единствено данните от стабилометрията са показали абнормни стойности след стапедектомия. Като най-общо при тези пациенти се установява значително увеличение на енергията (съотношението S/L) с отворени и затворени очи.

Вестибуларните симптоми при звукови травми не са добре проучени. Лица, изложени дълго време на производствен импулсен шум с наднормени

стойности имат неврорецепторно намаление на слуха и данни за нестабилност при стабилметрия (завишени осцилации на ЦТ), което показва субклинично засягане на вестибуларната функция. Постурографските увреждания са в права зависимост от нивото на намаление на слуха. Половината от разглежданите пациенти имат и редуцирани калорични отговори.

При изследване на пациенти с невринома на VIII ЧМН се установява, че с помощта на стабิโลграфски техники може да се определи дали туморът засяга горния или долния клон на вестибуларния нерв, което има голямо значение при определянето на хирургичния подход. Разглежда се информативността на стабิโลграфските данни и при други форми на централна патология.

По-долу в обобщен табличен вид даваме основните диагностични модели, които могат да ни помогнат при интерпретиране на резултатите от стабิโลметричното изследване.

Диагностични модели при стабิโลметрия

	Периферни – остра фаза	Периферни – подостра фаза	Централни	Функционални
Общо	Значими отклонения във всички показатели - нарастване на латералните и сагиталните отклонения, увеличаване на показателите път /S/ и площ/Area/.	Показателите с отворени очи се нормализират, докато стойностите на показателите със затворени очи остават високи.	Резултатите са полиморфни, често с големи различия в няколко последователни измервания.	Наред със силно завишените стойности на показателите с отворени и затворени очи, те обикновено са пониски със затворени очи
Ромберг-коефициет	Нормален или леко завишен.	Силно завишен	Нормален или завишен.	Занижен, под 1.

Табл. 64

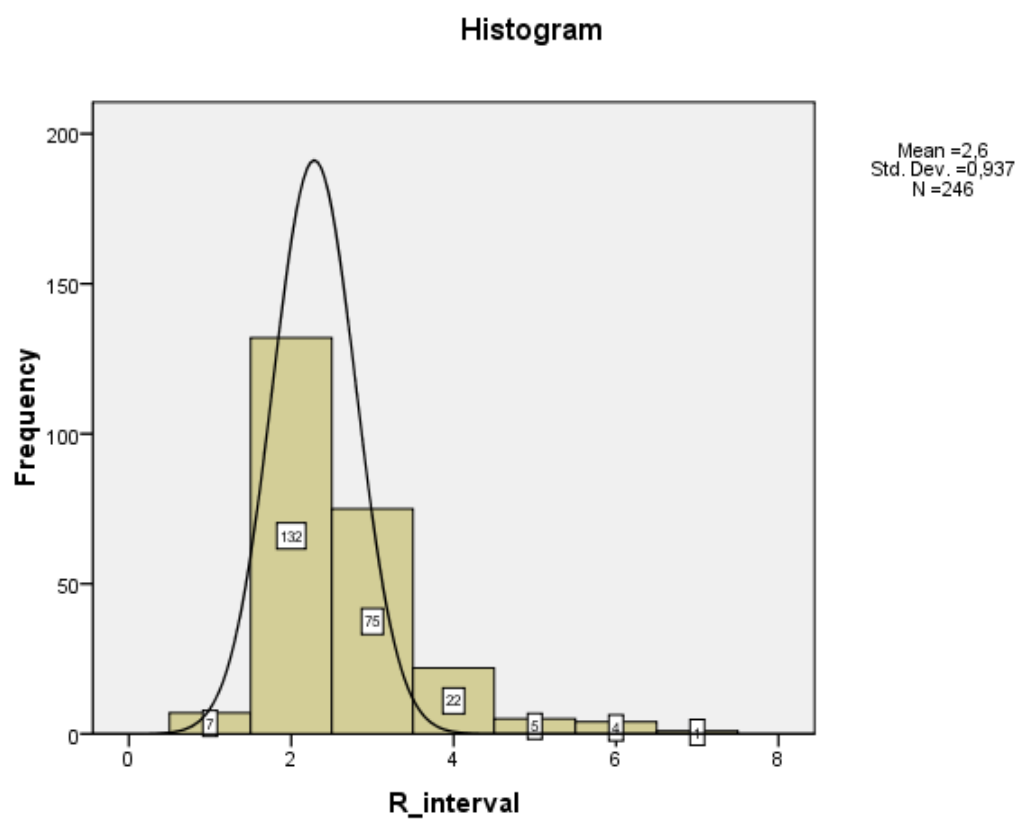
5. Обсъждане

5.1. Анализ на коефициента на Romberg при групирани данни

А. При централни увреждания – общо

R_interval					
		Freq uency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
valid		7	2, 8	2,8	2,8
		132	53, 7	53,7	56,5
		75	30, 5	30,5	87,0
		22	8, 9	8,9	95,9
		5	2, 0	2,0	98,0
		4	1, 6	1,6	99,6
		1	,4	,4	100,0
total		246	100, 0	100,0	

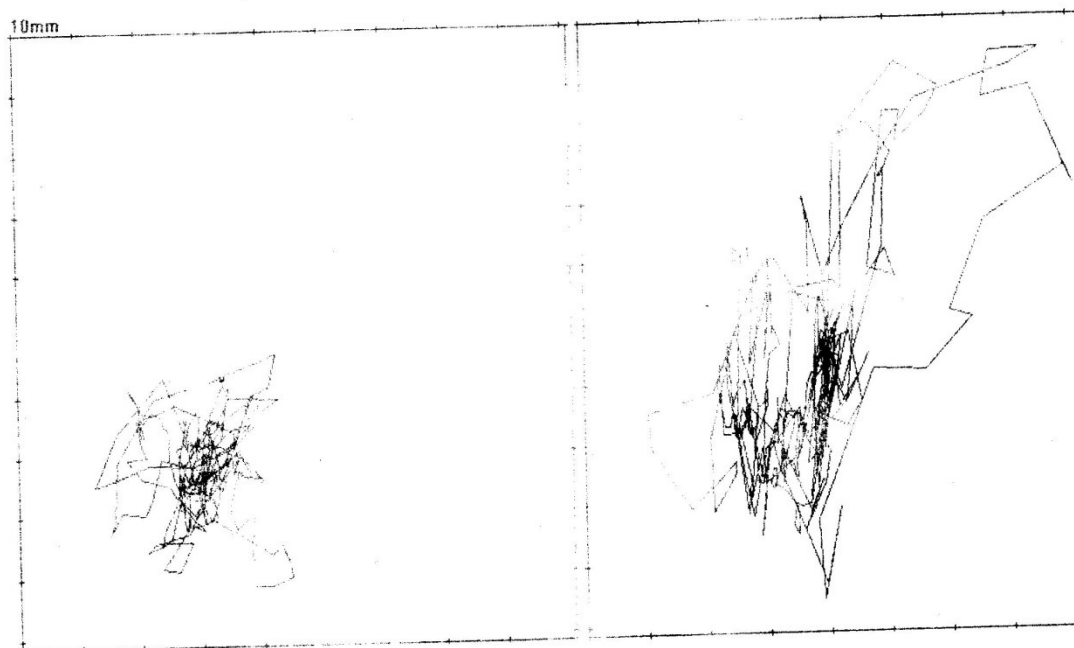
Табл. 65



Фиг. 59

5.1.1. ВБН

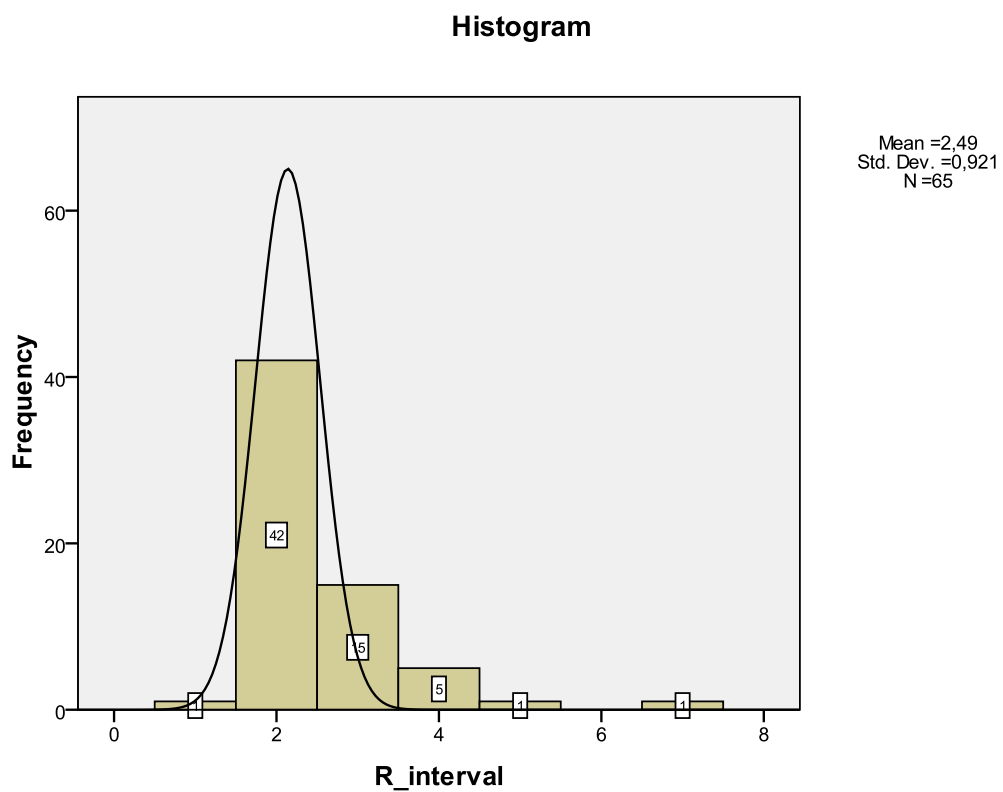
Диагноза:
 Отворени S= 847.3 P= 2.29
 DX= 32.0 DY= 38.1
 Загворени S= 1889.1
 DX= 69.7 DY= 90.6



Фиг. 60 Стабилограма на пациент с ЦОС (ВН)

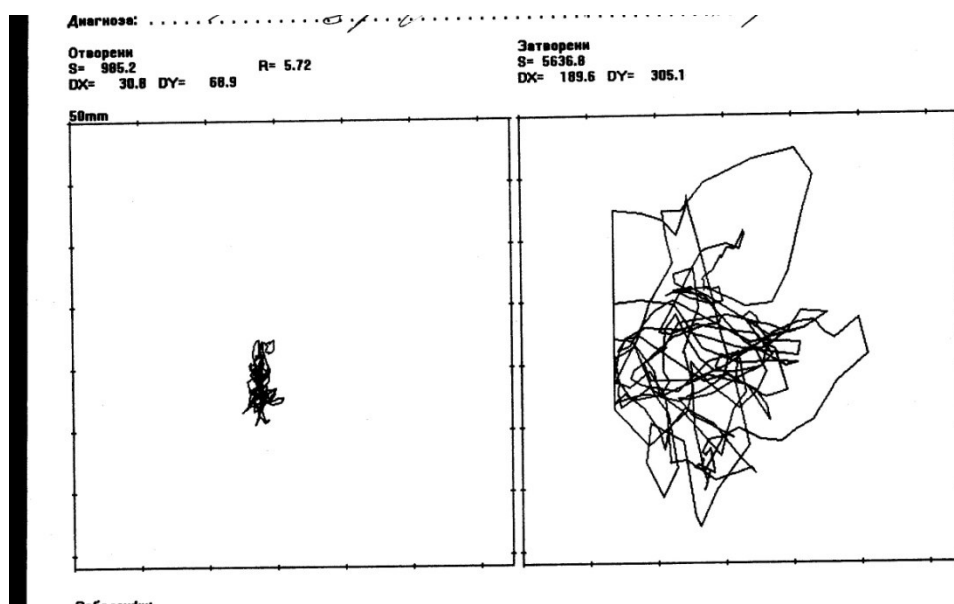
R_interval					
		Freq uency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
alid		1	1, 5	1,5	1,5
		42	64, ,6	64,6	66,2
		15	23, ,1	23,1	89,2
		5	7, 7	7,7	96,9
		1	1, 5	1,5	98,5
		1	1, 5	1,5	100,0
otal		65	10 0,0	100,0	

Табл. 66



Фиг. 61

5.1.2. Множествена склероза (MS)

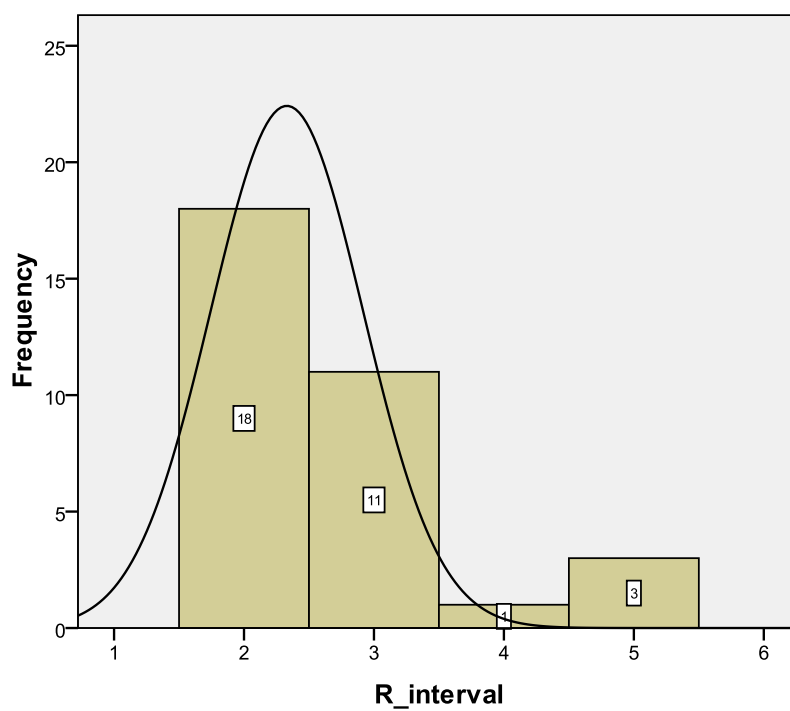


Фиг. 62 Стабилограма на пациент с демиелинизиращ процес.

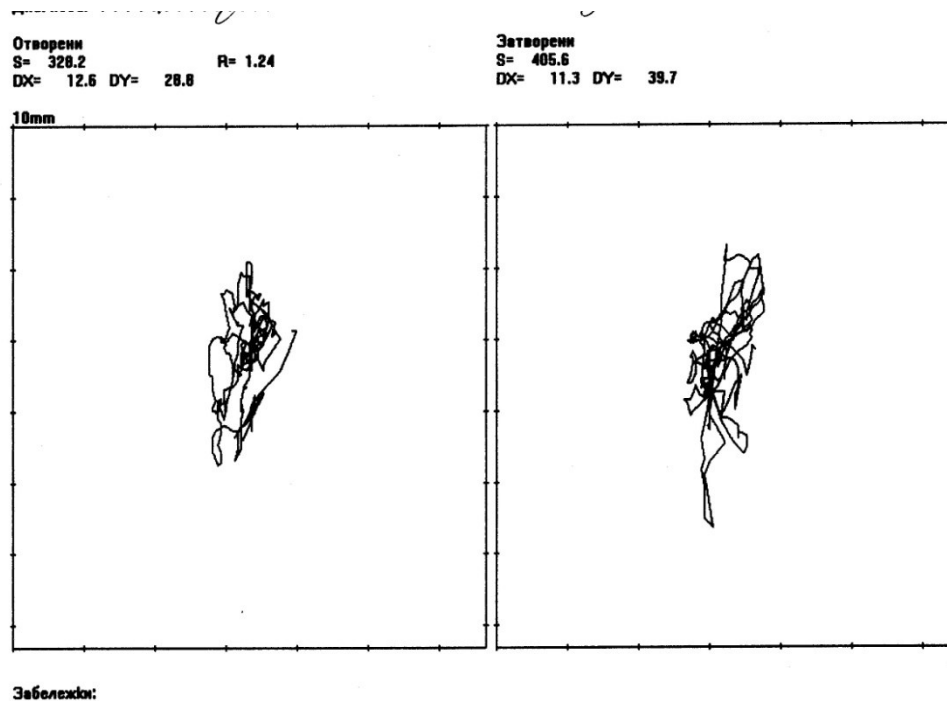
R_interval					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid		18	54,5	54,5	54,5
		11	33,3	33,3	87,9
		1	3,0	3,0	90,9
		3	9,1	9,1	100,0
Total		33	100,0	100,0	

Табл. 67

Histogram



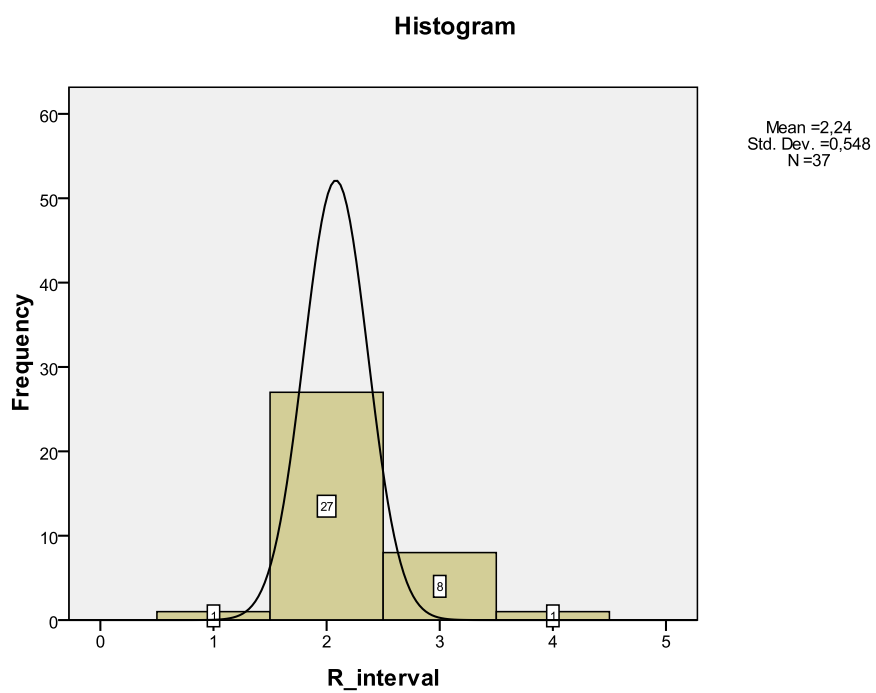
Фиг. 63

5.1.3. *Distonia neurovegetativa*

Фиг. 64 Стабилограма на пациент с невро-вегетативна дистония.

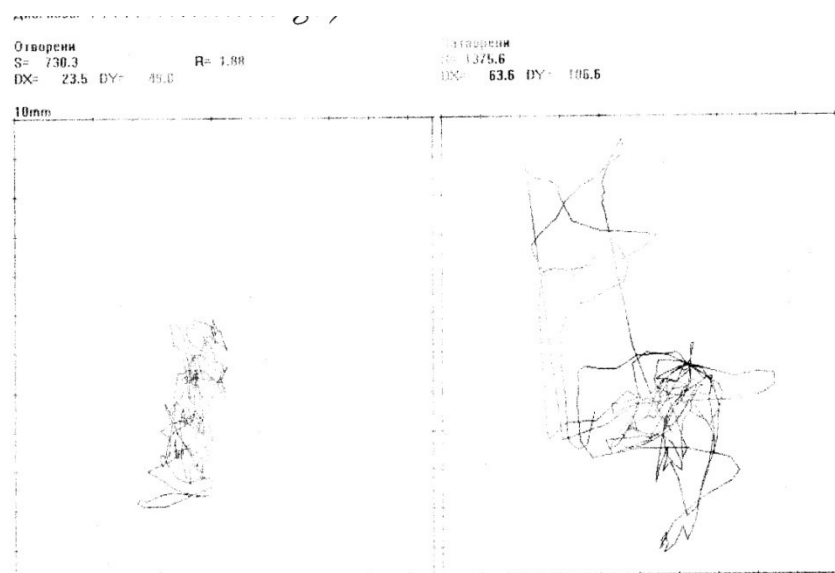
R_interval					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid		1	2,7	2,7	2,7
		27	73,0	73,0	75,7
		8	21,6	21,6	97,3
		1	2,7	2,7	100,0
Total		37	100,0	100,0	

Табл. 68



Фиг. 65

5.1.4. Черепно-мозъчна травма



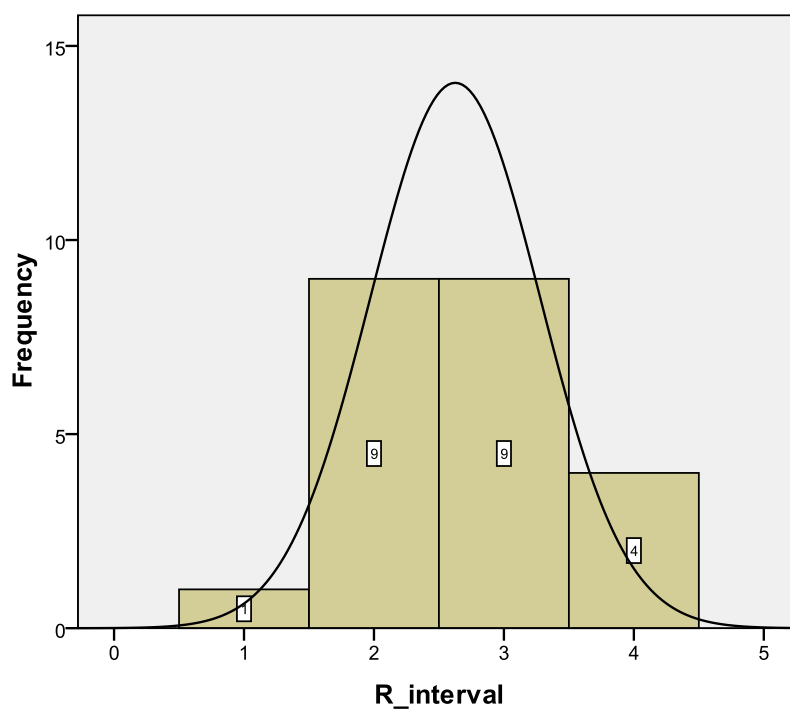
Фиг. 66 Стабилограма на пациент след ЧМТ.

Табл. 69

R_interval

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1	4,3	4,3	4,3
	9	39,1	39,1	43,5
	9	39,1	39,1	82,6
	4	17,4	17,4	100,0
Total	23	100,0	100,0	

Histogram



Фиг. 67

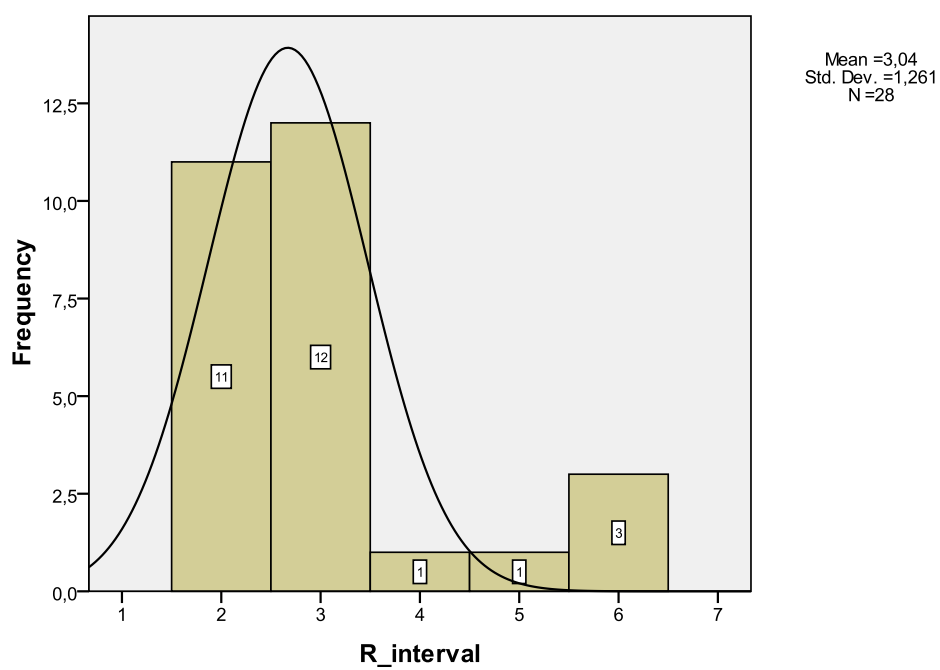
5.1.5. Neutinoma, Tu

R_interval				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent

valid		11	39,3	39,3	39,3
		12	42,9	42,9	82,1
		1	3,6	3,6	85,7
		1	3,6	3,6	89,3
		3	10,7	10,7	100,0
total	28	100,0	100,0		

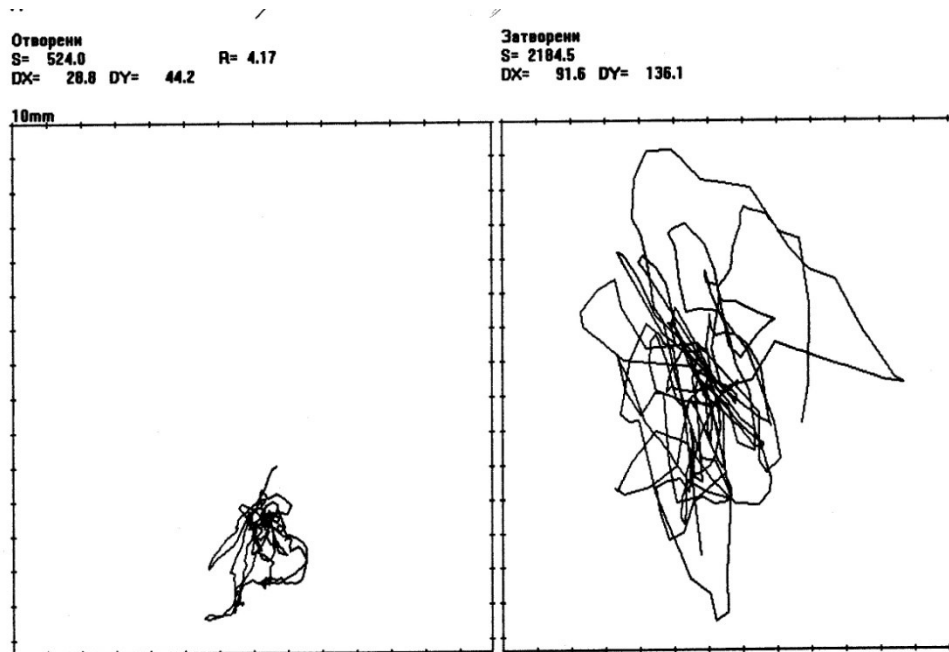
Табл. 70

Histogram



Фиг. 68

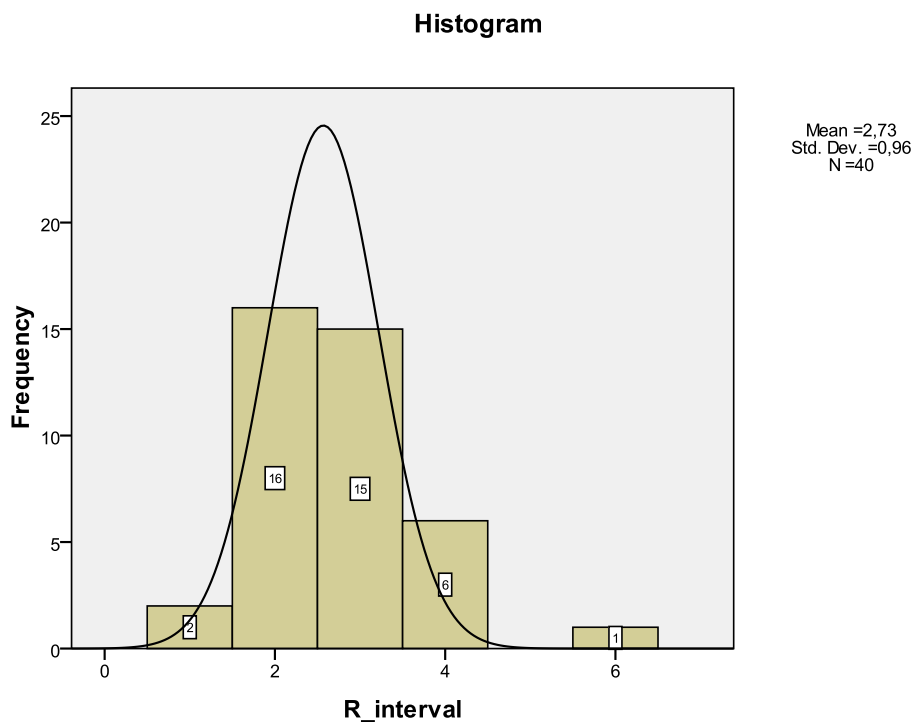
5.1.6. ЦОС



Фиг. 69 Стабилограма на пациент с ЦОС (съдов).

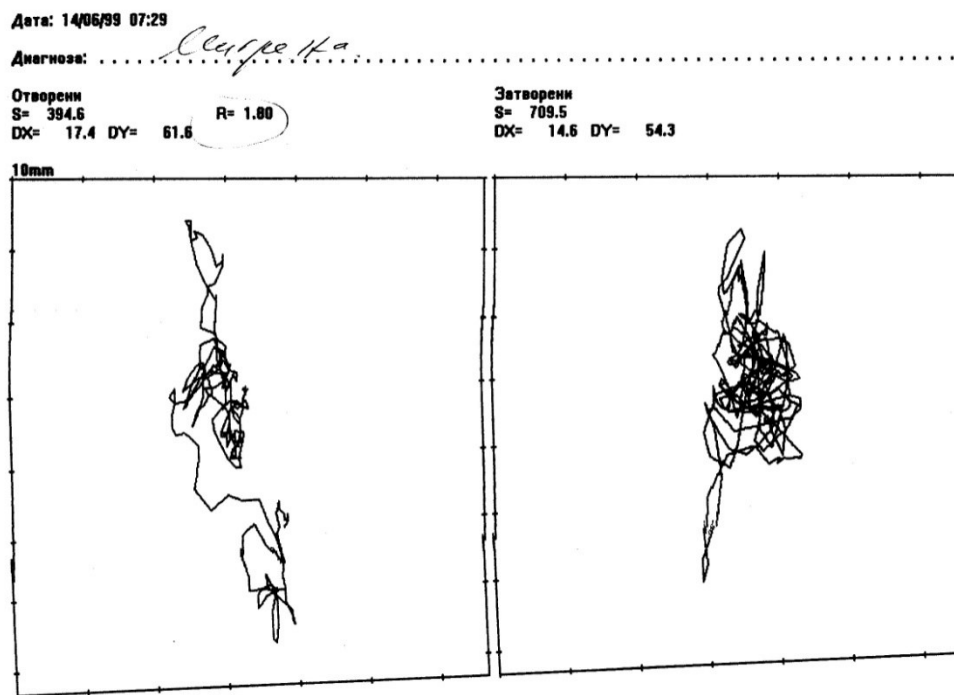
R_interval				
	Freq uency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
alid	2	5, 0	5,0	5,0
	16	40, 0	40,0	45,0
	15	37, 5	37,5	82,5
	6	15, 0	15,0	97,5
	1	2, 5	2,5	100,0
otal	40	100, 0	100,0	

Табл. 71



Фиг. 70

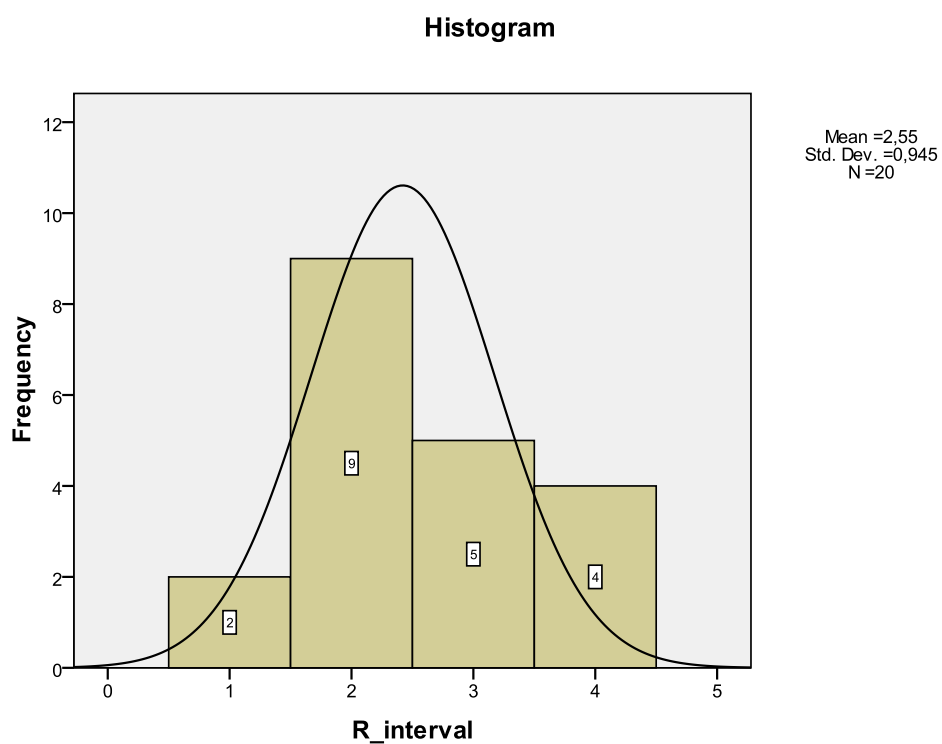
5.1.7. Разни – Ері, главоболие



Фиг. 71 Стабилограма на пациент с мигрена.

R_interval				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	2	10,0	10,0	10,0
	9	45,0	45,0	55,0
	5	25,0	25,0	80,0
	4	20,0	20,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

Табл. 72



Фиг. 72

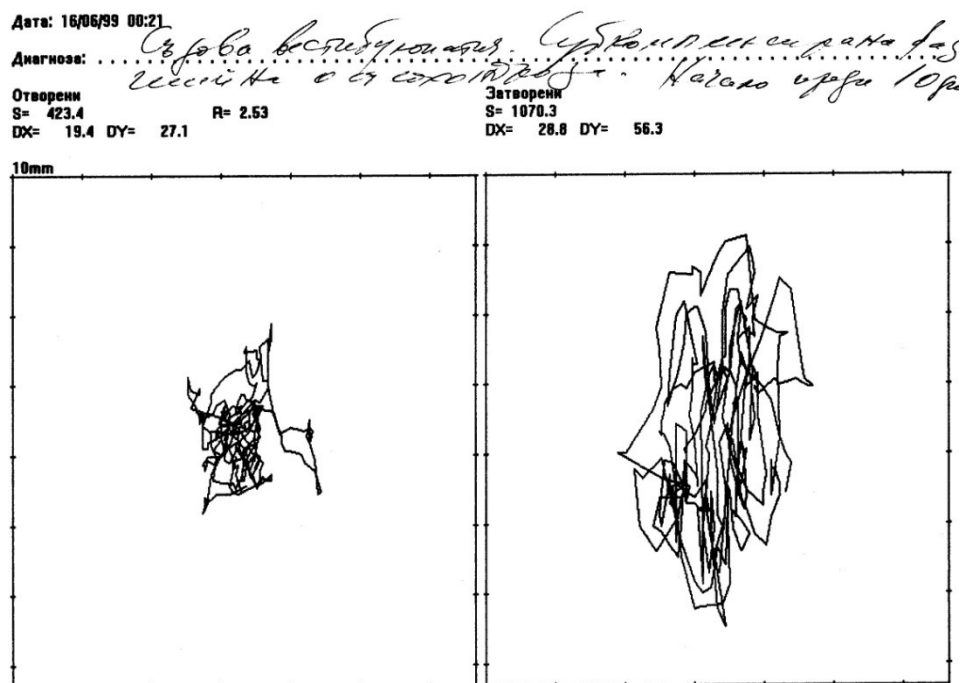
Б. При периферни увреждания – общо

R_Perif_Total				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent

alid		4	1, 1	1,1	1,1
		232	62, 2	62,2	63,3
		113	30, 3	30,3	93,6
		16	4, 3	4,3	97,9
		4	1, 1	1,1	98,9
		1	,3	,3	99,2
		3	,8	,8	100,0
	otal	373	10 0,0	100,0	

Табл. 73

5.1.8. Вестибулопатии



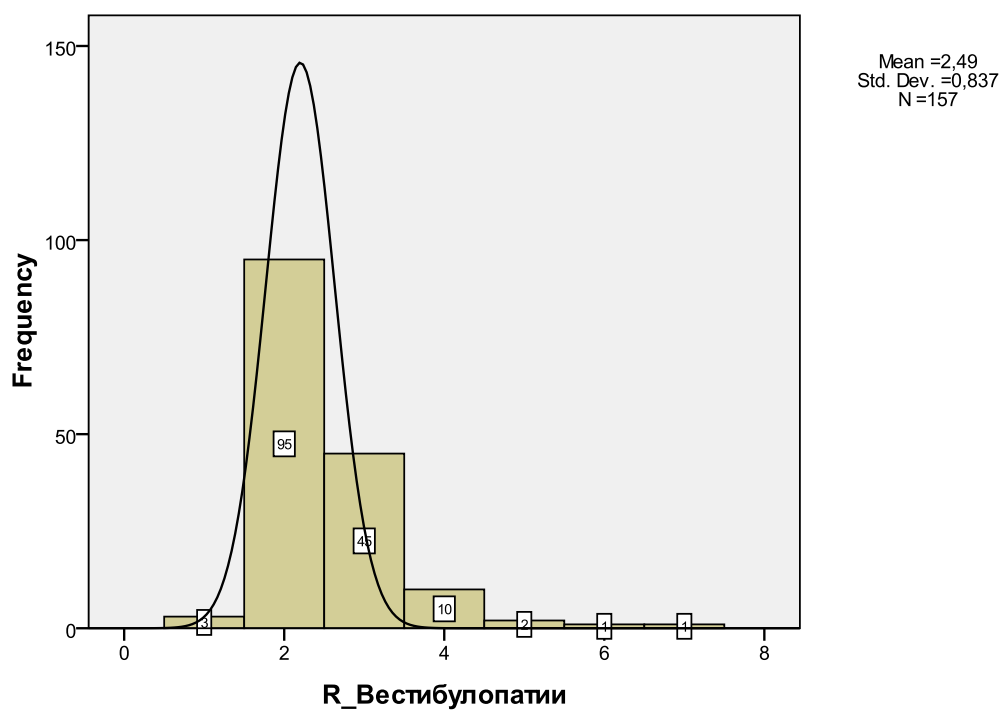
Фиг. 73 Стабилограма на пациент с вестибулопатия.

R_Вестибулопатии

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	3	1,9	1,9	1,9
	95	60,5	60,5	62,4
	45	28,7	28,7	91,1
	10	6,4	6,4	97,5
	2	1,3	1,3	98,7
	1	,6	,6	99,4
Total	157	100,0	100,0	100,0

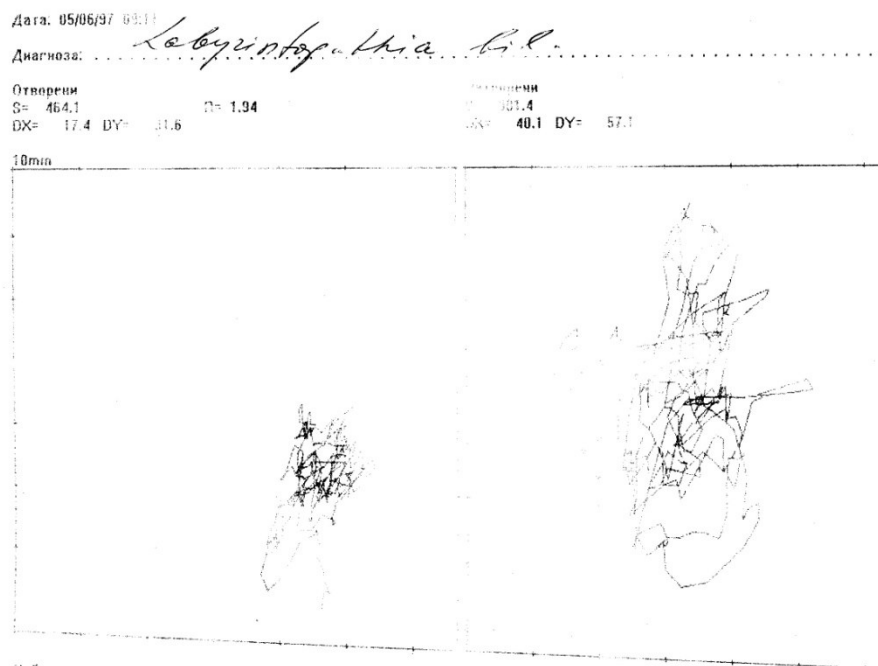
Табл. 74

Histogram



Фиг. 74

5.1.9. Лабиринтопатии



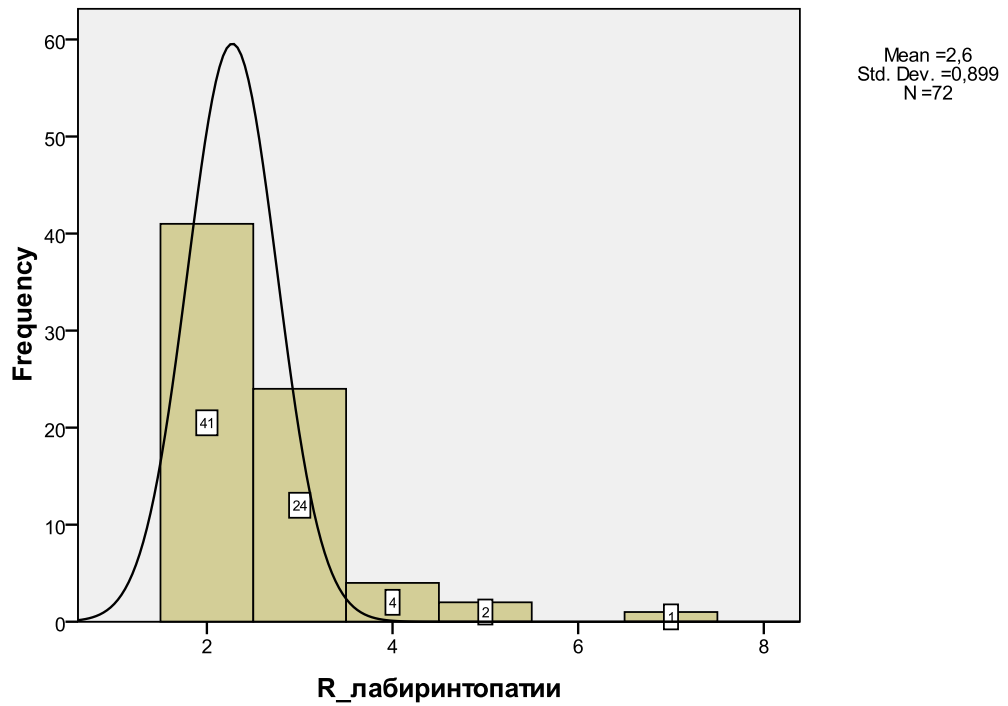
Фиг. 75 Стабилограма на пациент с лабиринтопатия.

R_лабиринтопатии

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	41	56,9	56,9	56,9
	24	33,3	33,3	90,3
	4	5,6	5,6	95,8
	2	2,8	2,8	98,6
	1	1,4	1,4	100,0
Total	72	100,0	100,0	

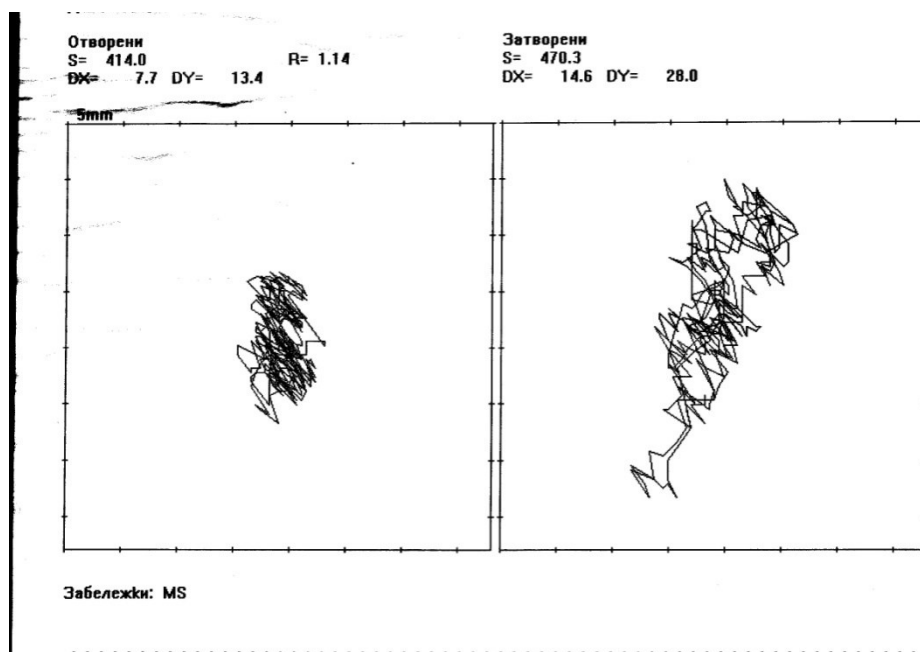
Табл. 75

Histogram



Фиг. 76

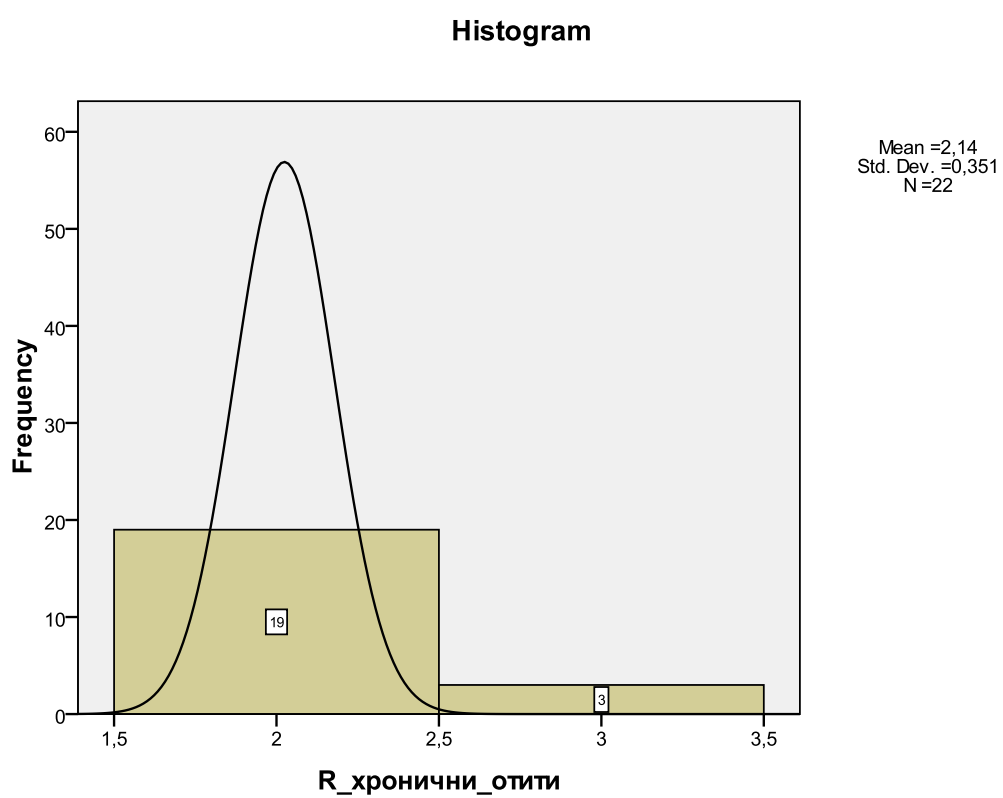
5.1.10. Хронични отити



Фиг. 77 Стабилограма на пациент с хроничен отит.

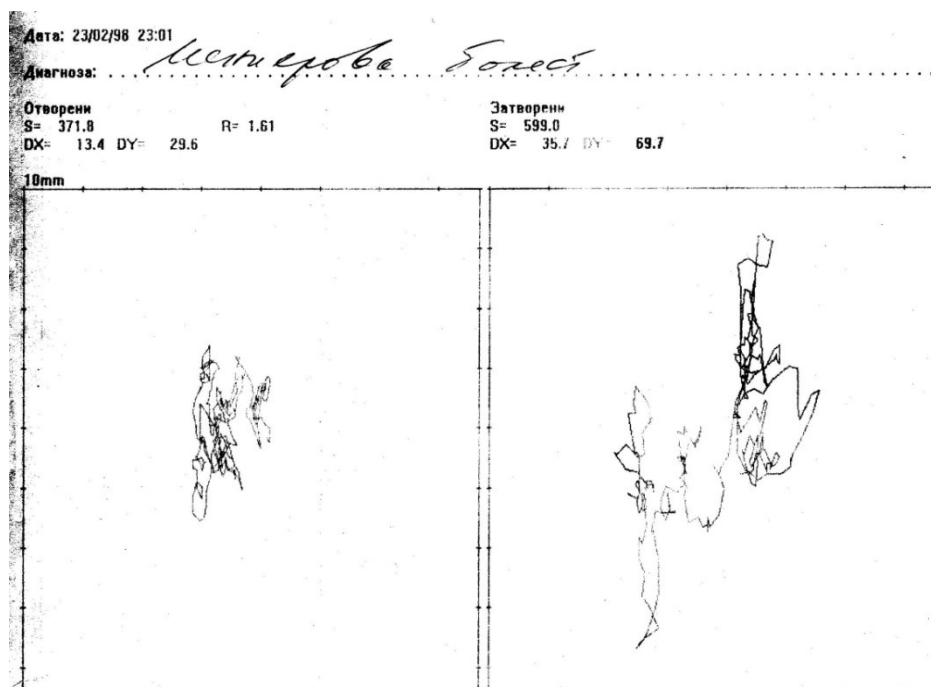
R_хронични_отити					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid		19	86,4	86,4	86,4
		3	13,6	13,6	100,0
Total		22	100,0	100,0	

Табл. 76



Фиг. 78

5.1.11. Болест на Мениер

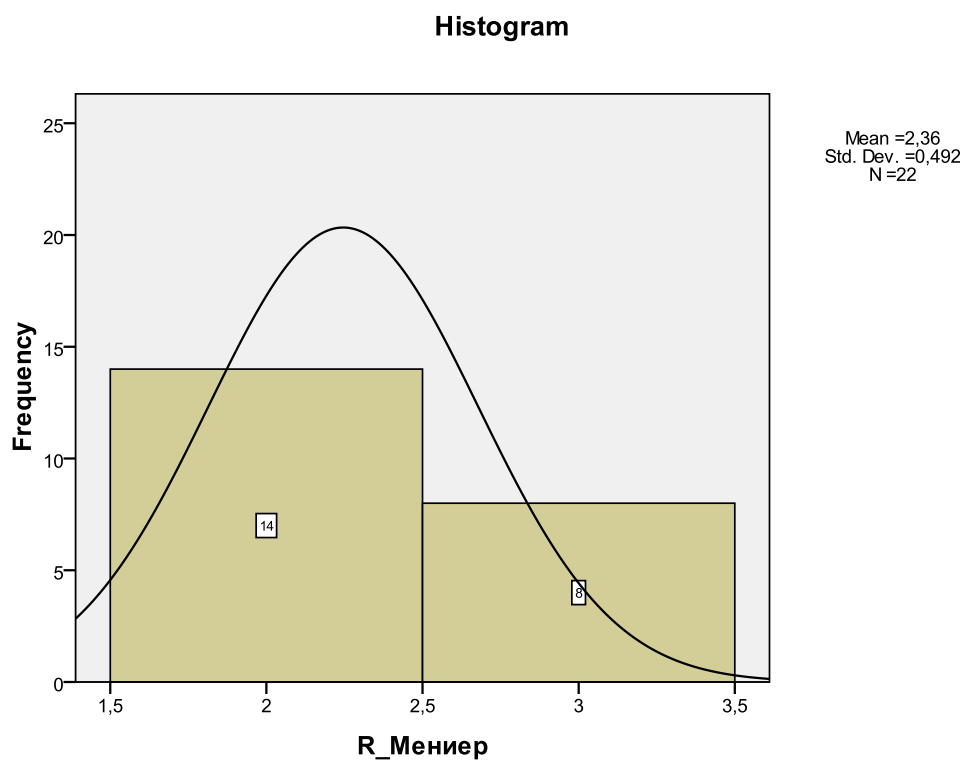


Фиг. 79 Стабилограма на пациент с Мениерова болест (извънпристъпен период).

R_Мениер

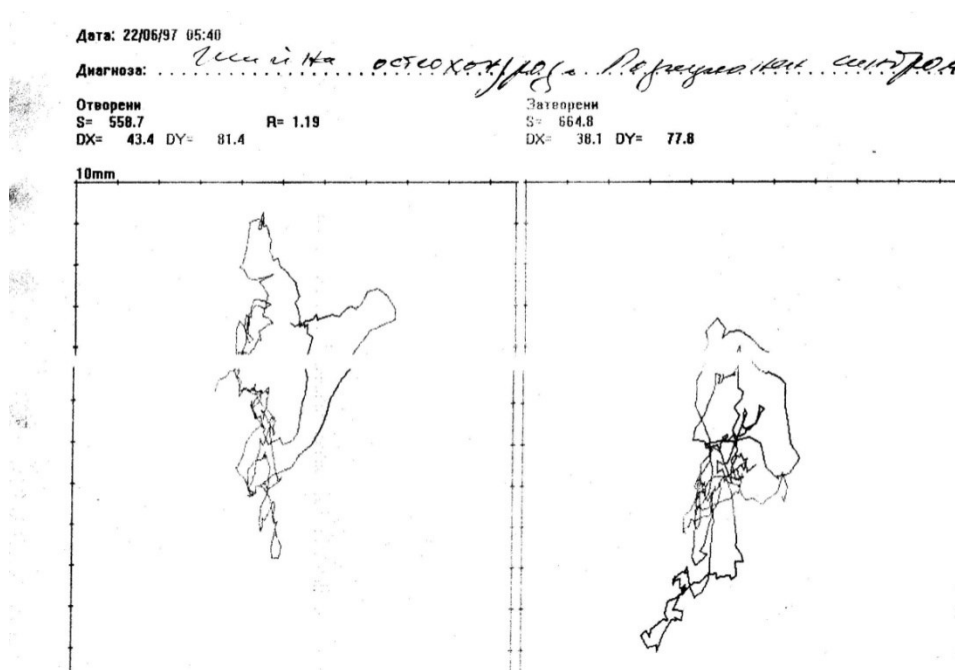
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	14	63,6	63,6	63,6
	8	36,4	36,4	100,0
Total	22	100,0	100,0	

Табл. 77



Фиг. 80

5.1.12. Позиционен синдром



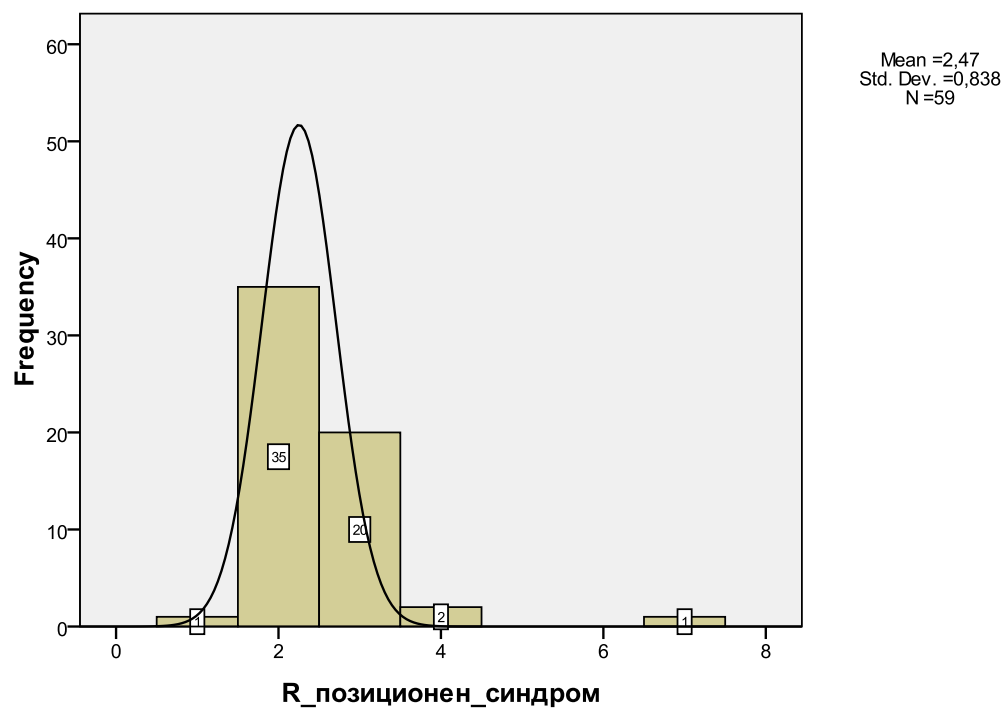
Фиг. 81 Стабилограма на пациент с позиционен синдром.

R_позиционен_синдром

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1	1,7	1,7	1,7
	35	59,3	59,3	61,0
	20	33,9	33,9	94,9
	2	3,4	3,4	98,3
	1	1,7	1,7	100,0
Total	59	100,0	100,0	

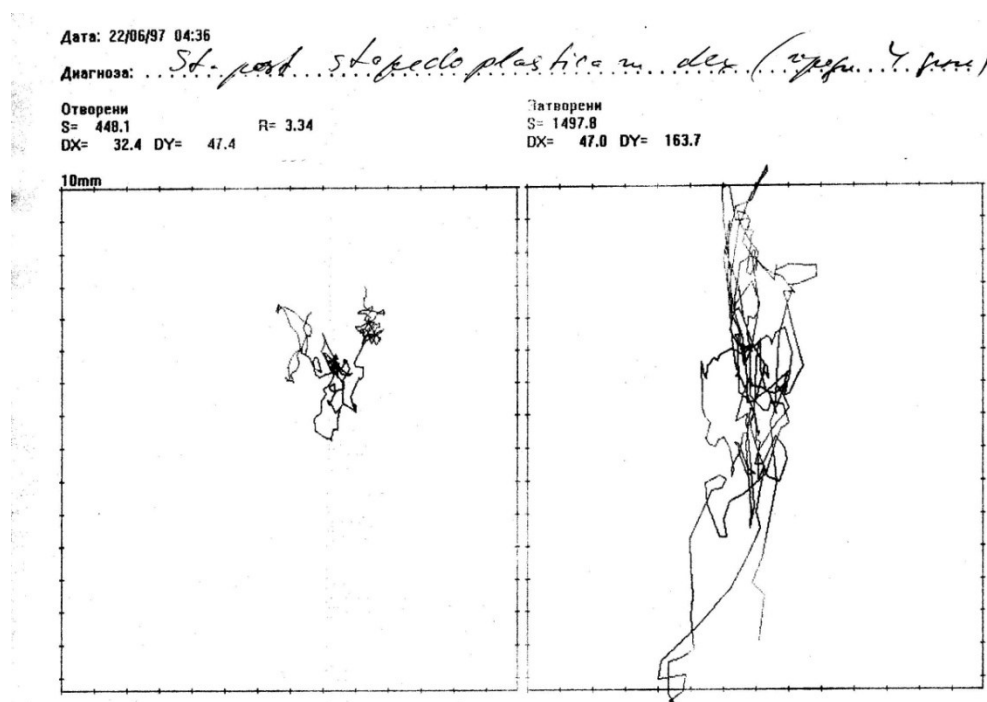
Табл. 78

Histogram



Фиг. 8

5.1.13. Отосклероза

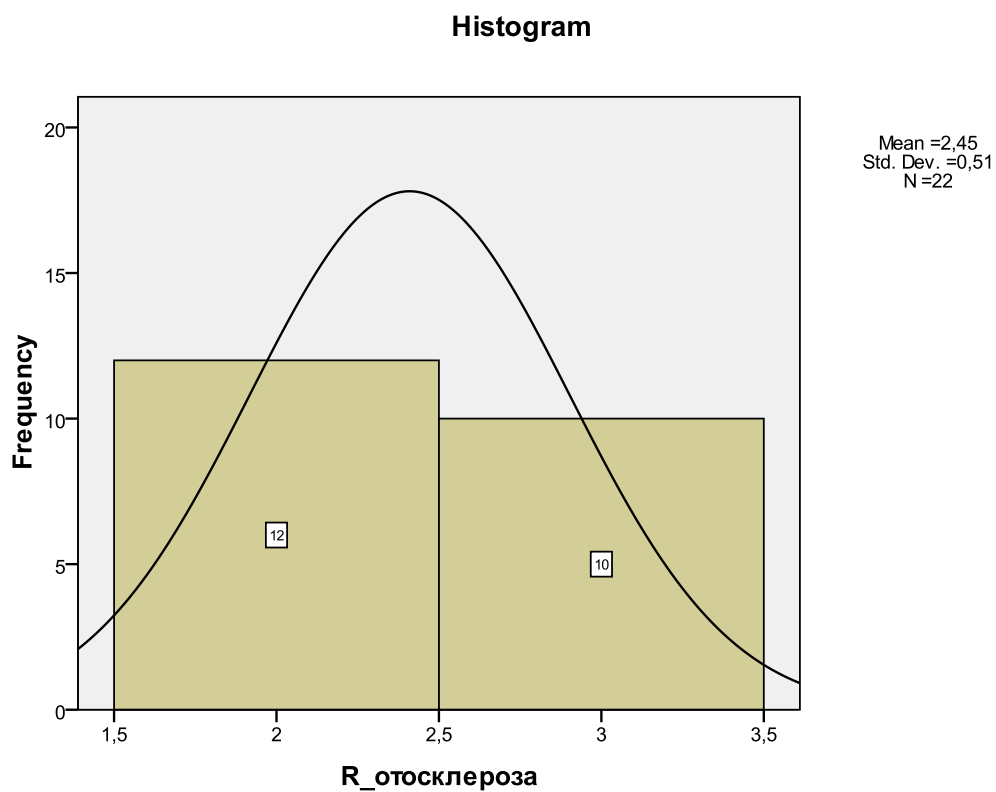


Фиг. 83 Стабилограма на пациент след стапедопластика – 4 дни.

R_отосклероза

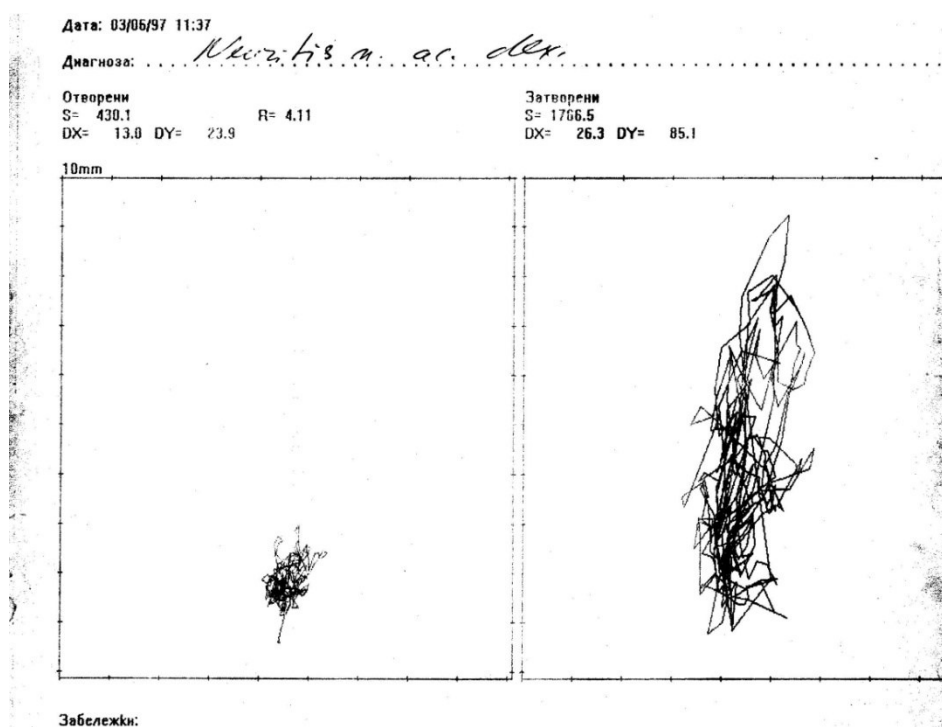
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
valid	12	54,5	54,5	54,5
	10	45,5	45,5	100,0
total	22	100,0	100,0	

Табл. 79



Фиг. 84

5.1.14. Слухов неврит

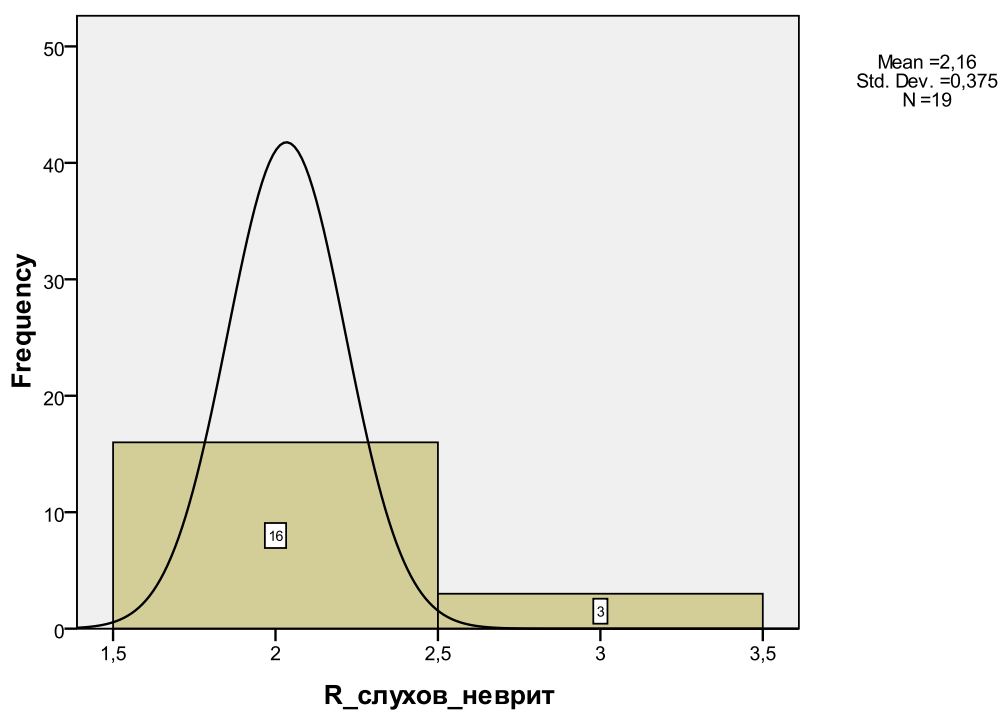


Фиг. 85 Стабилограма на пациент с невросензорно намаление на слуха.

R_слухов_неврит					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid		16	84,2	84,2	84,2
		3	15,8	15,8	100,0
Total		19	100,0	100,0	

Табл. 80

Histogram

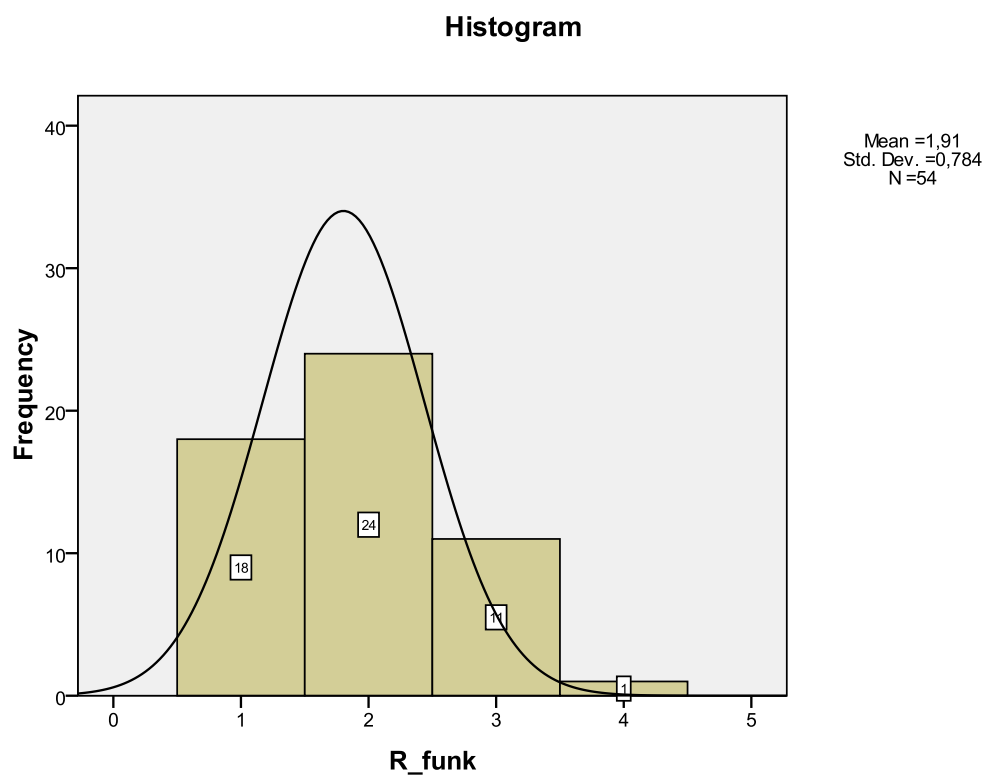


Фиг. 86

В. При функционални увреждания – общо

R_funk				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	18	33,3	33,3	33,3
	24	44,4	44,4	77,8
	11	20,4	20,4	98,1
	1	1,9	1,9	100,0
Total	54	100,0	100,0	

Табл. 81



Фиг. 87

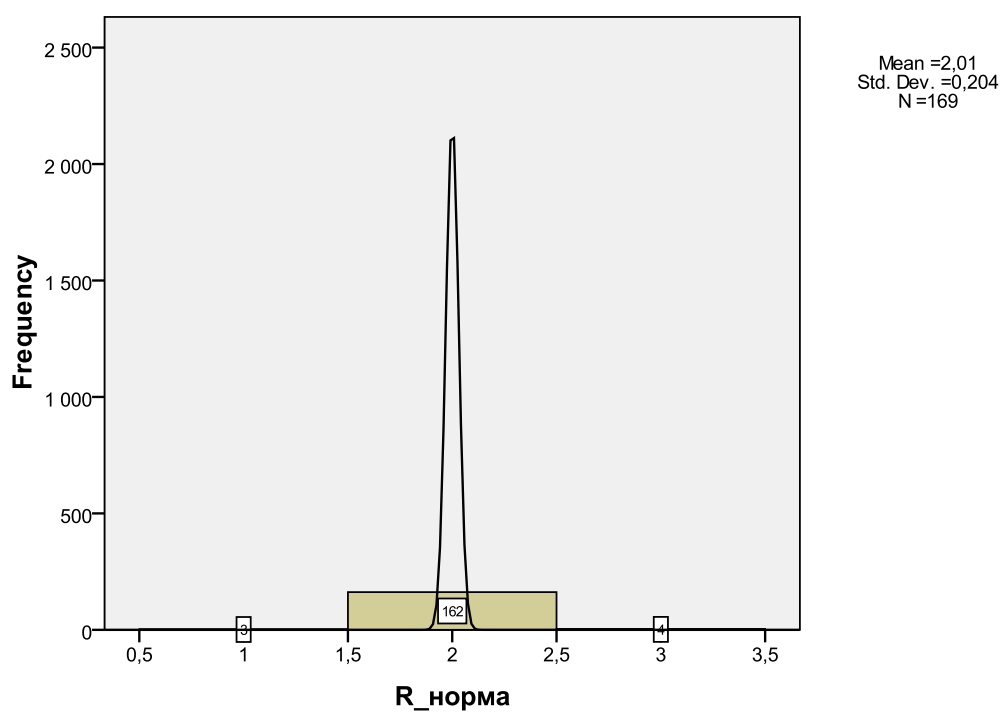
Г. Разпределение на коефициента на Romberg за контролната група

R_норма

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
valid	3	1,8	1,8	1,8
	162	95,9	95,9	97,6
	4	2,4	2,4	100,0
total	169	100,0	100,0	

Табл. 82

Histogram



Фиг. 88

5.2. Анализ на съотношенията $Dxcl(Dxop)$, $Dycl(Dyop)$ и $Lcl(Lop)$ за класовете патологии.

5.2.1. При централни увреждания

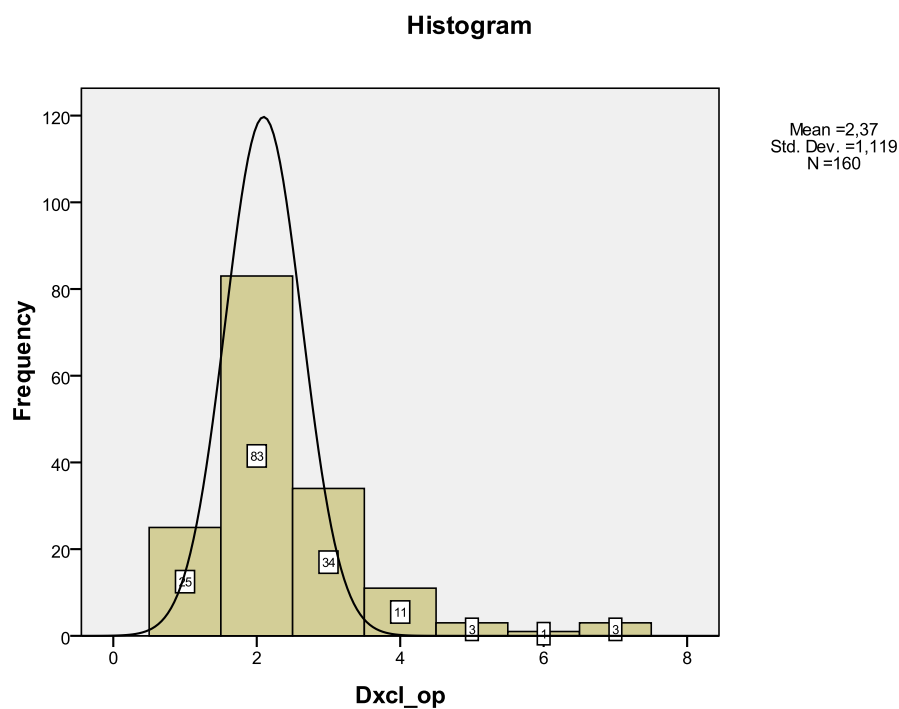
Изследване на отношението $\frac{D_{xcl}}{D_{xop}}$

Разглеждат се валидните проценти, без неизвестните стойности (missing value).

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,37-1]	25	10,2	15,6	15,6
	2- [1,001-2]	83	33,7	51,9	67,5
	3- [2,001-3]	34	13,8	21,3	88,8
	4- [3,001-4]	11	4,5	6,9	95,6
	5- [4,001-5]	3	1,2	1,9	97,5
	6- [5,001-6]	1	,4	,6	98,1
	7- [6,001-7]	3	1,2	1,9	100,0
	Total	160	65,0	100,0	
Missing	System	86	35,0		
Total		246	100,0		

Табл. 83

Фиг. 71



Фиг. 89

Изследване на отношението $\frac{Dycl}{Dyop}$

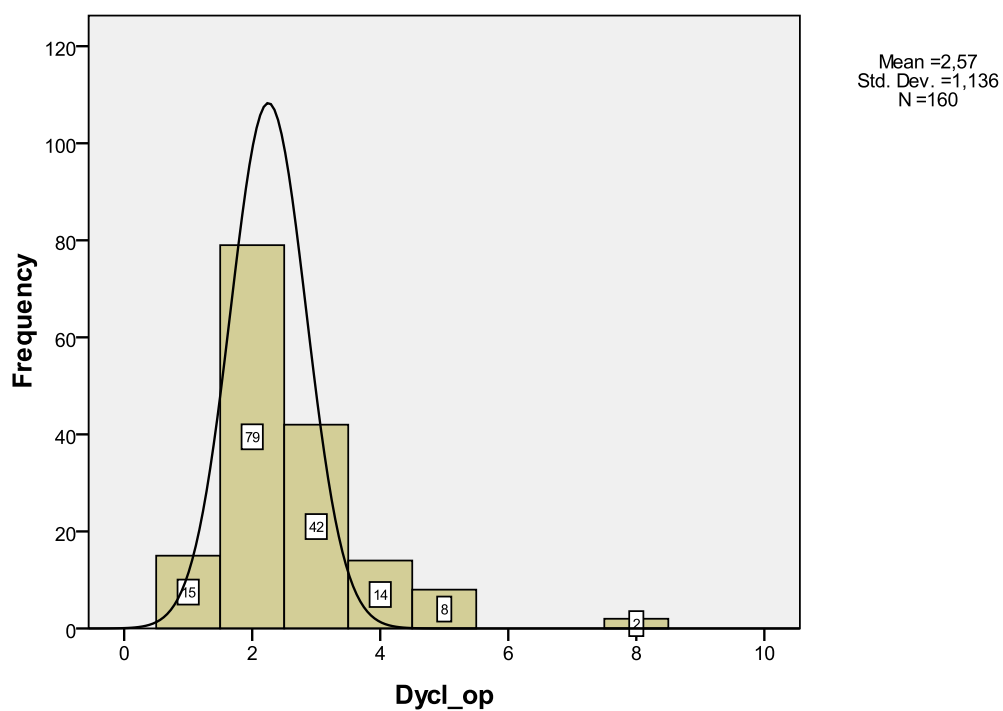
Разглеждат се валидните проценти , без неизвестните стойности (missing value).

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,49-1]	15	6, 1	9,4	9,4
	2- [1,001-2]	79	32, ,1	49,4	58,8
	3- [2,001-3]	42	17, ,1	26,3	85,0
	4- [3,001-4]	14	5, 7	8,8	93,8
	5- [4,001-5]	8	3, 3	5,0	98,8
	8- [7,001-8]	2	,8	1,3	100,0

	Total	160	65,0	100,0	
Missing	System	86	35,0		
Total		246	100,0		

Табл. 84

Histogram



Фиг. 90

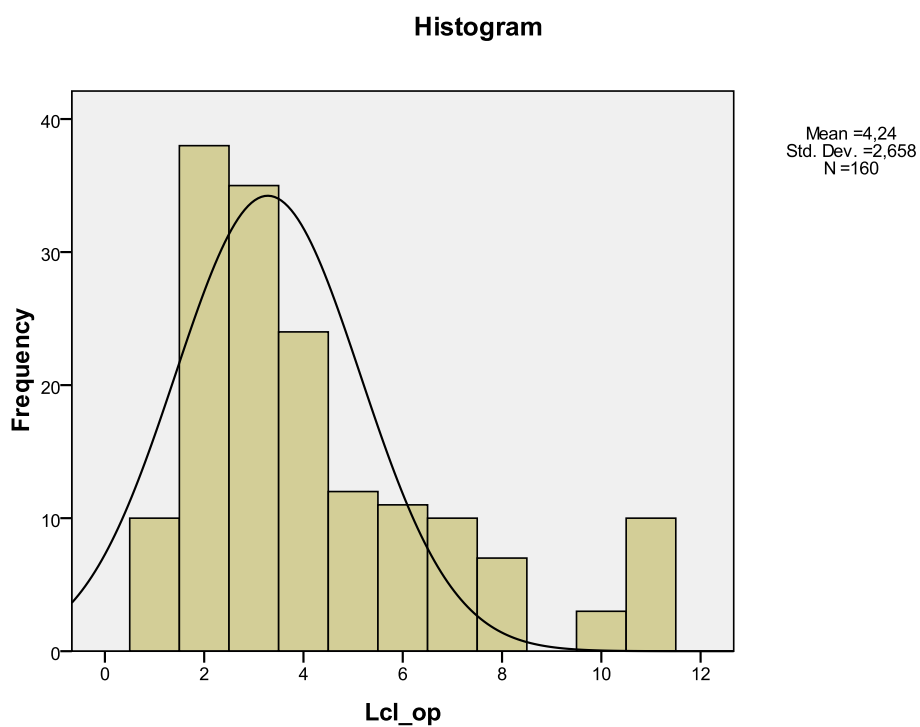
Изследване на отношението $\frac{Lcl}{Lop} = \frac{Dycl * Dxcl}{Dyop * Dxop}$

Разглеждат се валидните проценти, без неизвестните стойности (missing value).

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,26 - 1]	10	4,1	6,3	6,3
	2- [1,001-2]	38	15,4	23,8	30,0

	3- [2,001-3]	35	14, 2	21,9	51,9
	4- [3,001-4];	24	9, 8	15,0	66,9
	5- [4,001-5]	12	4, 9	7,5	74,4
	6- [5,001-6]	11	4, 5	6,9	81,3
	7- [6,001-7]	10	4, 1	6,3	87,5
	8- [7,001 -8]	7	2, 8	4,4	91,9
	10- [9,001-10]	3	1, 2	1,9	93,8
	11- [10,001-53]	10	4, 1	6,3	100,0
	Tot al	160	65, 0	100,0	
issing	Sys tem	86	35, 0		
	Total	246	10 0,0		

Табл. 85



Фиг. 91

5.2.2. При периферни нарушения

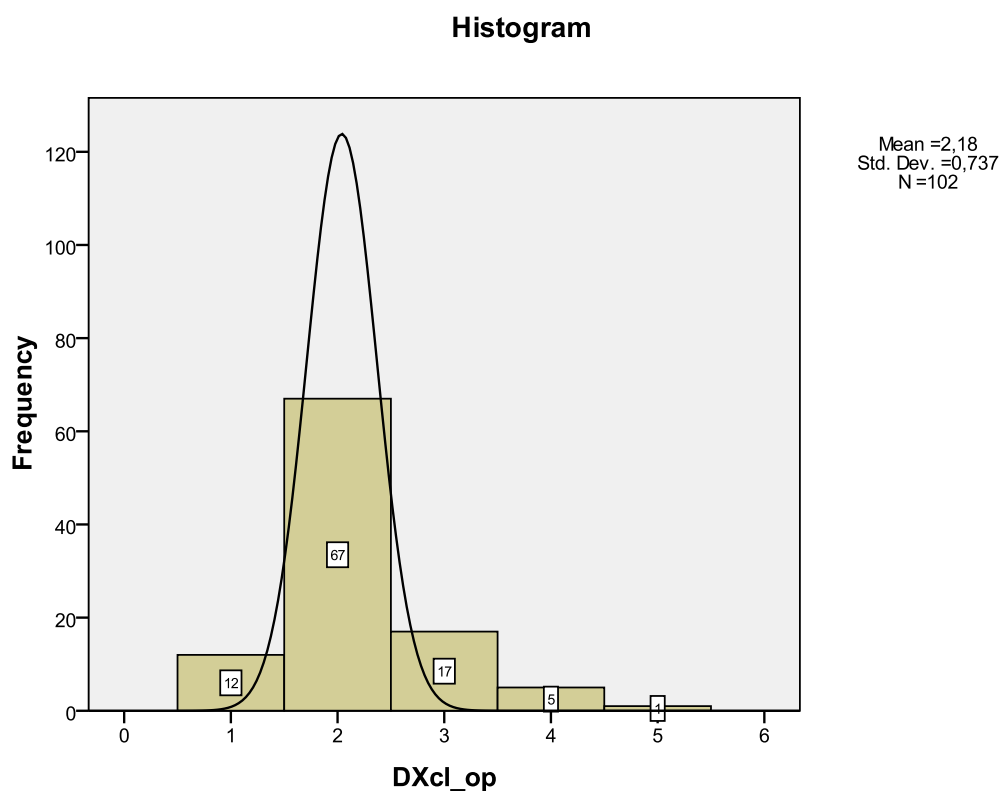
Изследване на отношението $\frac{Dxcl}{Dxop}$

Разглеждат се валидните проценти , без неизвестните стойности (missing value).

		Freq uency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
valid	1- [0,62-1]	12	3, 2	11,8	11,8
	2- [1,001-2]	67	18, 0	65,7	77,5
	3[2,00 1-3]	17	4, 6	16,7	94,1
	4- [3,001-4]	5	1, 3	4,9	99,0
	5- [4,001-10.15]	1	,3	1,0	100,0
	Total	102	27, 3	100,0	

missing	System	271	72,7	
	Total	373	100,0	

Табл. 86



Фиг. 92

Изследване на отношението $\frac{Dycl}{Dyop}$

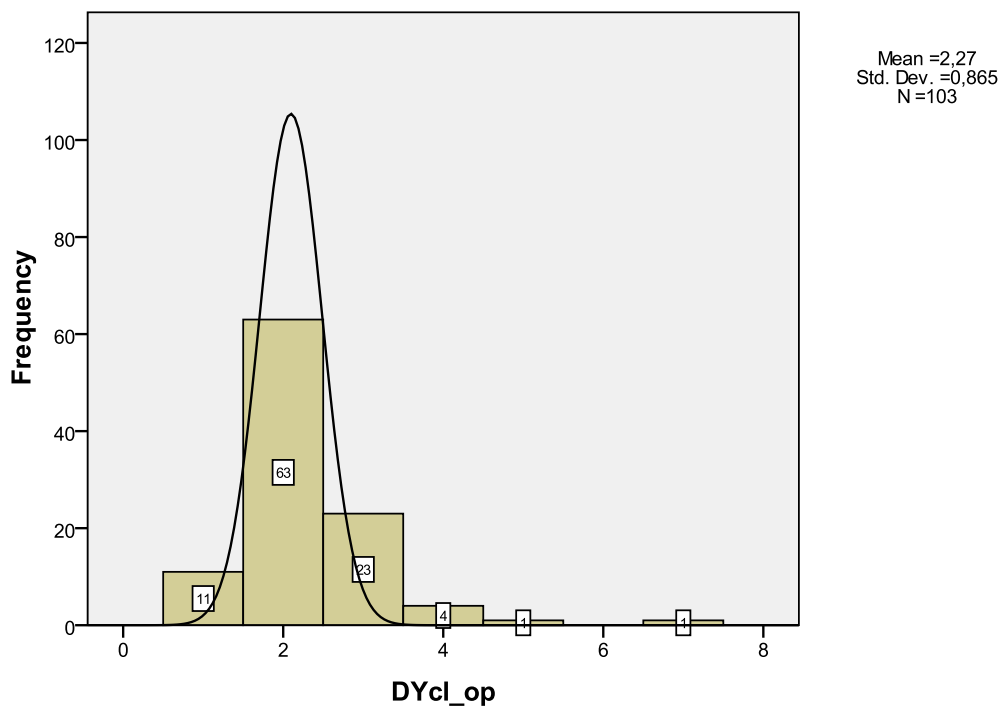
Разглеждат се валидните проценти, без неизвестните стойности (missing value).

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
valid	1- [0,26-1]	11	2,9	10,7	10,7
	2- [1,001-2]	63	16,9	61,2	71,8

	3- [2,001-3]	23	6, 2	22,3	94,2
	4- [3,001-4]	4	1, 1	3,9	98,1
	5- [4,001-5]	1	,3	1,0	99,0
	7- [6,001-6.96]	1	,3	1,0	100,0
	Total	103	27 ,6	100,0	
issing m	Syste	270	72 ,4		
	Total	373	10 0,0		

Табл. 87

Histogram

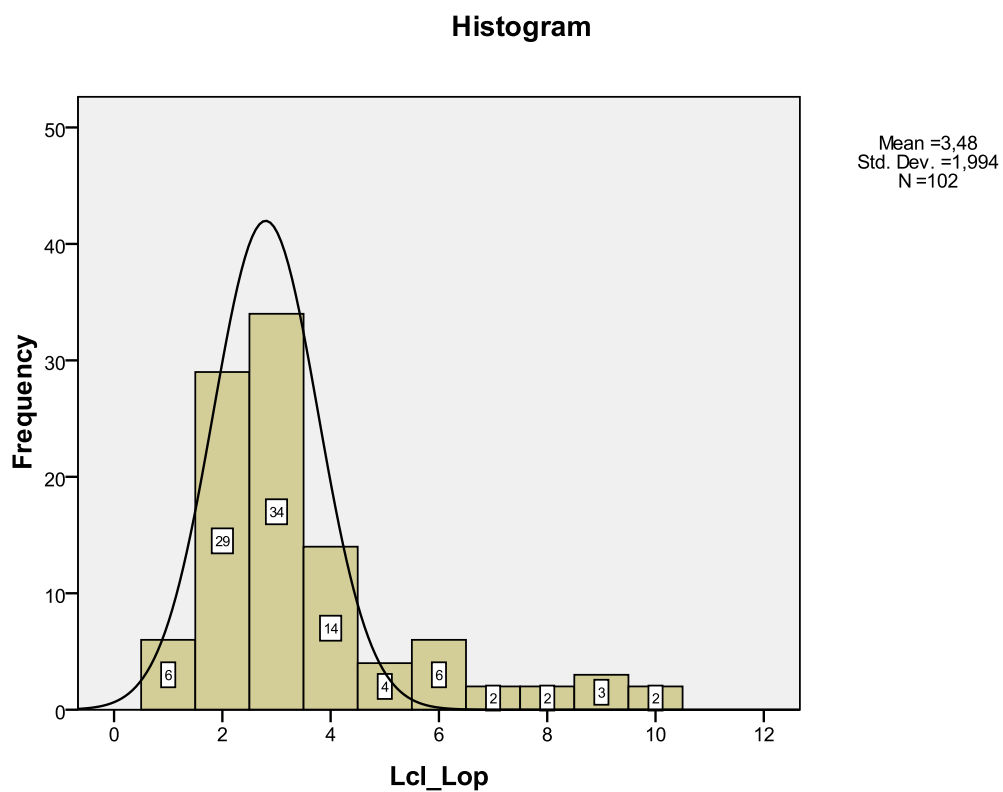


Фиг. 93

Изследване на отношението $\frac{Lcl}{Lop} = \frac{Dycl * Dxcl}{Dyop * Dxop}$

		Freq uency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
Valid	1-[0.61- 1]	6	1, 6	5,9	5,9
	2- [1,001-2]	29	7, 8	28,4	34,3
	3- [2,001-3]	34	9, 1	33,3	67,6
	4- [3,001-4]	14	3, 8	13,7	81,4
	5- [4,001-5]	4	1, 1	3,9	85,3
	6- [5,001-6]	6	1, 6	5,9	91,2
	7- [6,001-7]	2	,5	2,0	93,1
	8- [7,001-8]	2	,5	2,0	95,1
	9- [8,001-9]	3	,8	2,9	98,0
	10- [9,001-22,91]	2	,5	2,0	100,0
	Total	102	27 ,3	100,0	
Missing	System	271	72 ,7		
Total		373	10 0,0		

Табл. 88



Фиг. 94

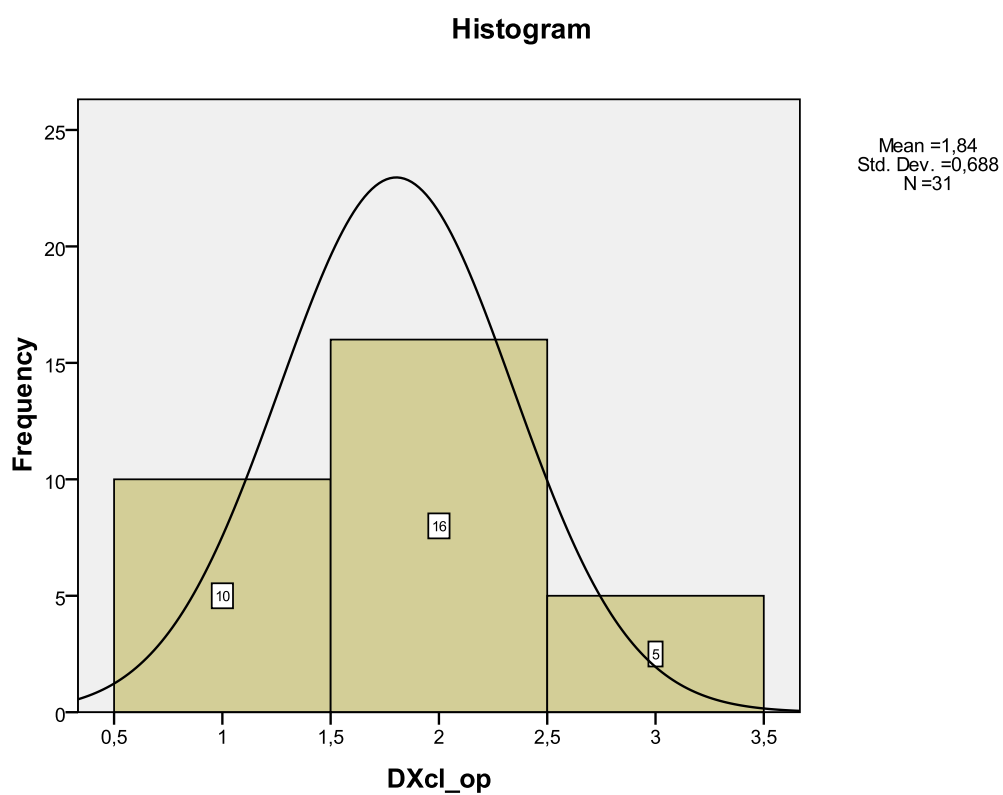
5.2.3. При функционални нарушения

Изследване на отношението $\frac{D_{xcl}}{D_{xop}}$

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,30-1]	10	18,5	32,3	32,3
	2- [1,00-2]	16	29,6	51,6	83,9
	3- [2,001-3]	5	9,3	16,1	100,0
	Tot al	31	57,4	100,0	
Missing	Sys tem	23	42,6		

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,30-1]	10	18,5	32,3	32,3
	2- [1,00-2]	16	29,6	51,6	83,9
	3- [2,001-3]	5	9,3	16,1	100,0
	Total	31	57,4	100,0	
Missing	System	23	42,6		
Total		54	100,0		

Табл. 89

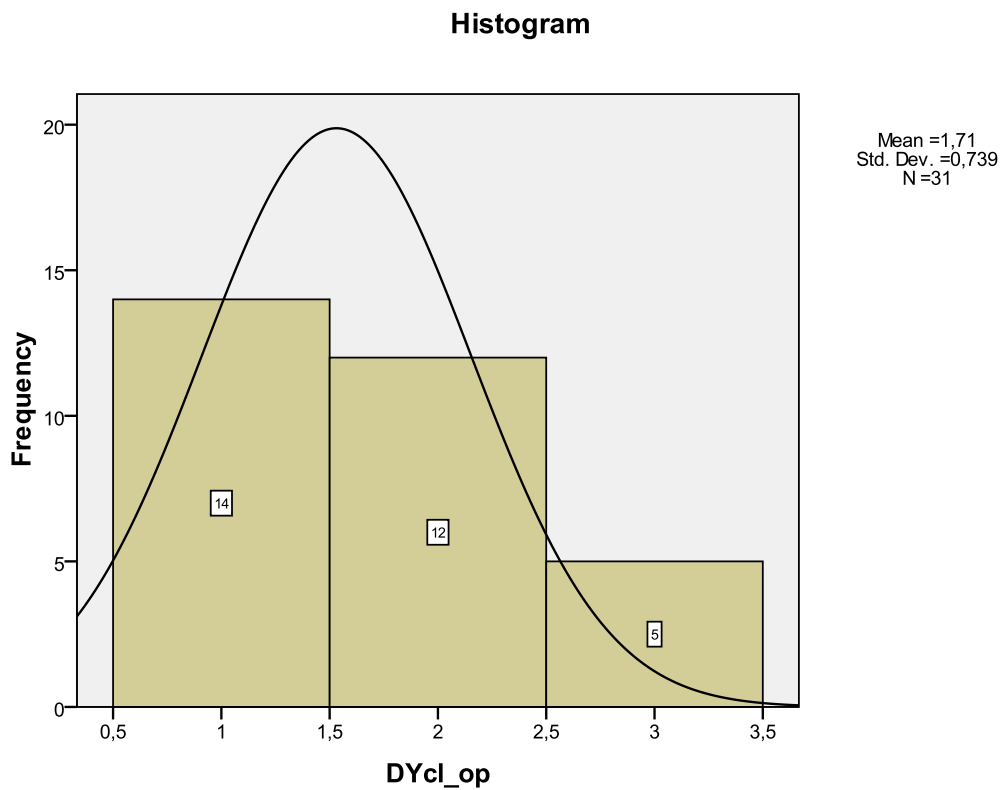


Фиг. 95

Изследване на отношението $\frac{Dycl}{Dyop}$

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1- [0,46-1]	14	25,9	45,2	45,2
	2- [1,001-2]	12	22,2	38,7	83,9
	3- [2,001-2,45]	5	9,3	16,1	100,0
	Total	31	57,4	100,0	
Missing	System	23	42,6		
Total		54	100,0		

Табл. 90

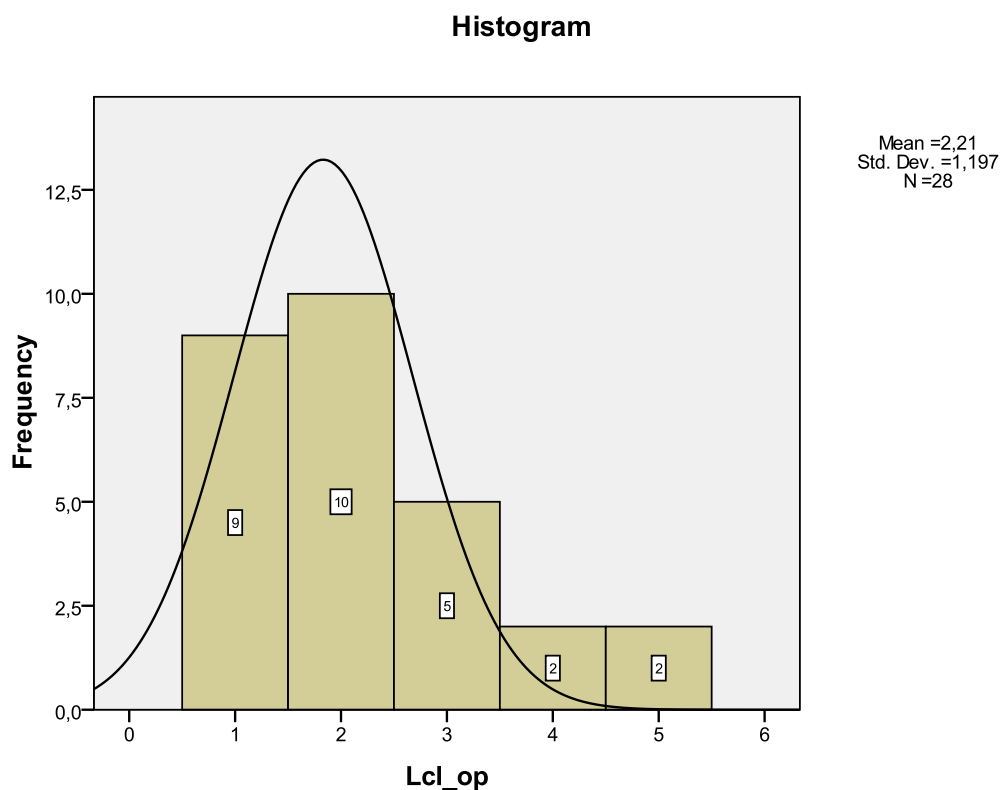


Фиг. 96

Изследване на отношението $\frac{Lcl}{Lop} = \frac{Dycl * Dxcl}{Dyop * Dxop}$

		Fre quency	Pe rcent	Valid Percent	Cumulat ive Percent
alid	1- [0,16-1]	9	16 ,7	32,1	32,1
	2- [1,001-2]	10	18 ,5	35,7	67,9
	3- [2,001-3]	5	9, 3	17,9	85,7
	4- [3,001-4]	2	3, 7	7,1	92,9
	5- [4,001-5,31]	2	3, 7	7,1	100,0
	Total	28	51 ,9	100,0	
issin g	Syste m	26	48 ,1		
Total		54	10 0,0		

Табл. 91



Фиг. 97

5.2. Резултати при периферна вестибуларна дисфункция

Анализът на данните от стабилотрията показва абнормни стойности при почти половината от изследваните пациенти с периферна вестибуларна дисфункция (табл. 92).

Таблица 92. Брой на пациенти с абнормни резултати при стабилотрията

	Нормални стойности	Абнормни стойности
Вестибулопатии n=117	53	64
BPPV n=113	45	68
Мениерова болест n=22	12	10

Тези данни показват, че равновесната функция действително се уврежда от нарушената вестибуларна аферентация. В действителнос обаче не всички пациенти с периферна вестибуларна дисфункция показват абнормни стабилотриични данни. Въз основа на това ние може да разделим пациентите на

2 групи – 50% с нормални данни и 50% с абнормни данни (табл. 92). На първо място това може да бъде обяснено с ефекта на централната компенсация, която влиза в действие веднага след като се регистрира „дефект” на вестибуларните импулси.

Нормализирането на стойностите на стабилограмата означава достатъчна по степен централна компенсация на вестибулоспинално ниво. По този начин степента на абнормалност при стабилографските данни отразява степента на липса на централна компенсация. При други проучвания е показано, че тези данни съответстват на показателя симетрия/асиметрия при вързателните проби(196).

Друго възможно обяснение на тези данни е, че при някои пациенти с едностранна вестибуларна дисфункция е увредена функцията на полуокръжните канали, докато при други е налице отолитова увреда. Известно е, че посредством калоричната и вързателните проби ние можем да установим дисфункция само на полуокръжните канали. Доколкото отолитовата система има голямо влияние върху равновесието, логично е да се очаква и известно отолитово влияние върху резултатите от стабилотрията.

При пациенти с такава отолитова дисфункция централната компенсация също играе значителна роля. Интересно е, че при пациенти с BPPV и нормални калорични отговори, 50% от тях също показват абнормни стабилографски данни. Това е доказателство за отолитова дисфункция.

Нормализирането на стабилографските стойности в процеса на лечение и наблюдение над пациентите разкрива обективно степента на възстановяване или компенсация на равновесната функция. Доколкото резултатите от вързателните тестове установяват тези феномени на ниво вестибулоокуломоторни рефлексии, то стабилограмата разкрива компенсацията на ниво вестибулоспинални рефлексии.

Сравняването на стабилографските данни с тези от вързателните проби не винаги е в съгласие, т.е. компенсацията на VSR и VOR не винаги върви успоредно. Това може да се обясни с различния път на съответните неврони след вестибуларните ядра. Експерименти с лабиректомирани животни също показва различен ход на VSR и VOR компенсацията.

От тези данни можем да заключим, че стабилотрията е ценен допълнителен диагностичен метод в общия контекст на отоневрологичното

изследване. Независимо, че то само по себе си не дава възможност за етиологична или топична диагноза, цеността му се състои в това , че дава възможност за обективно и количествено наблюдение на процесите на възстановяване и компенсация на равновесната функция. Този метод обогатява информацията за пациента, получена чрез класическите методи за изследване и добавя нови възможности, особено по отношение на регистриране, обективизиране и проследяване на състоянието на пациентите след едностранна вестибуларна лезия.

6. Изводи

1. Въведена е в практиката оригинална българска система за стабилOMETрично изследване за статична стабилOMETрия СИП-1. Това е най-широко използваната стабилOMETрична система в България, като е въведена и се използва в 24 кабинета и клиники в нашата страна. Тя е сравнително евтина, удобна за употреба, надеждна и е оптимизирана чрез подходящ подбор на потребителски интерфейс и съответни параметри за практическа употреба и ежедневна работа.

2. Създадена е (съвместно с програмисти) лесна и удобна за работа оригинална програма (software), която е оптимизирана за ежедневна употреба от специалистите и подпомага диагностичната им работа.

3. Въз основа на изследване на 345 здрави лица на възраст от 7 до 80 години са определени референтните стойности на българската популация за този тип платформа. С тези референтни стойности работят всички потребители на тази система. Определените референтни стойности не се различават значително от тези, за други модели стабилOMETрични платформи, което говори за качеството и съпоставимостта на оригиналната българска система с други модели от водещи производители.

4. Чрез съответни съвременни статистически методи са определени чувствителността и специфичността на отделните показатели на стабилографския запис. Като най-информативен се оказва коефициента на Ромберг, следван от съотношението на параметрите в предно-задна и латерална посока.

5. Също така чрез съвременни статистически методи и батерия от тестове са определени специфичността и чувствителността на отделните показатели на стабилограмата при съответните групи пациенти с определен тип патология. Въз основа на това проучване може да се твърди, че статичната стабилOMETрия няма самостоятелна диагностична стойност. Резултатите от това изследване трябва да се интерпретират само в общия контекст на цялостното изследване на пациента. Голямата стойност на статичната стабилOMETрия е във възможността за обективизиране и документиране на някои аспекти от статичното равновесие на пациентите и проследяване на тези показатели в хода на лечението.

6. Синтезираните диагностични модели ще подпомогнат клиницистите при оценка на данните от стабилOMETричното изследване, диагностициране, стадиране и проследяване на пациентите.

7. Динамичната стабилOMETрия дава възможност за определяне на стадия на компенсация(декомпенсация при пациенти с едностранна и двустранна хипо- и арефлексия.

ПРИНОСИ НА АВТОРА

А. Практически

1. Авторът е участвал в разработката на оригинална българска стабилOMETрична система СИП-1, която понастоящем е най-широко използвана в медицинската практика в България.

2. Авторът е участвал в разработката на оригинално програмно обезпечаване за стабилOMETричната система. През годините са разработени две различни програми, като целта на втората е да ускори бързодействието на системата и да оптимизира броя на отчитените параметри на стабилOMETричната проба.

3. Авторът е създал ръководство за работа с платформата и е обучил почти всички специалисти, които работят с тази система.

Б. Научни

1. Определени са референтните стойности за българската популация за конкретната стабилOMETрична система.

2. Системата е тествана по отношение на влияние върху параметрите на изследването от такива фактори, като пол, възраст, ръст и тегло на лицата.

3. Чрез съвременни статистически методи са определени чувствителността и специфичността на отделните показатели на стабилографския запис.

4. С помощта на мощна батерия от статистически тестове са определени специфичността и чувствителността на отделните показатели на стабилограмата при съответните групи пациенти с определен тип патология.

5. Разкриването на определени диагностични модели и прегледното им представяне в синтезиран табличен вид подпомага специалистите при оценка на резултатите от стабилOMETричното изследване.

Тези методи успешно могат да служат за определяне и проследяване на стадия на компенсация/декомпенсация при пациенти с вестибуларна патология.

Списък на научните публикации във връзка с дисертационния труд

1. Широ́в Т. Стабилометрични промени при пациенти с вестибулопатия. “Оториноларингология” София, 1997, 1, 27 – 29.
2. Широ́в Т. Възrastови аспекти на равновесната функция в норма. “Оториноларингология” София, 1997, 1, 33 – 35.
3. Димов Д., Широ́в Т. Постурография (стабилометрия). В: Мениерова болест, Медицина и физкултура, София, 1996, 130 – 132.
4. Широ́в Т. Изследване на равновесната функция – стабилометрия. Мединфо, София, 2009, 3, 68 – 71.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

POSTCENT-TOTAL - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (246 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименование	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	е ксцес
	пол	1-98-39.8% 2-148-60.2%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			1 2	7 2	4 2.45	12.9 27	+0 .098	- 0.467
	диаг ноза	11-65-26.4%;12-40-16.3%; 13-33-13.4%;14-37-15.0%; 15-23-9.3%;16-28-11.4%;17-20-8.1%							
	side	0-166-67.5%;1-44-17.9% 2-33-13.4%;3-3-1.2%							
	dura tion	213; missing -33		1	3 600	2 20	405. 700	+5 .910	+ 44.732
	ethi ology	1-105-42.7%;3-23-9.3% 5-61-24.8 189,missing 57							
	com pensation	1-14-5.7%;2-16-6.5% 3-81-32.9% 111,missing 135							
	SNy	1-223-90.7%;2-1-0.4% 3-5-2.0%;6-17-6.9%							
0	LNy	1-221-89.8%;2-8-3.3% 3-8-3.3%;6-9-3.7%							
1	PNy	1-222-90.2%;2-1-0.4%3-2-0.8%; 4-18-7.3%;5-2-0.8%;6-1-0.4%							
2	Stat okinetic	1-5-2.0%;2-1-0.4% 3-86-35%;4-154-62.6%							
3	Hear ing	0-191-77.6%;1-29-11.8%;2-18-7.3%; 3-1-0.4%;4-7-2.8%							
4	R			0. 44	6 .41	2 .1115	0.90 274	+1 .644	+ 3.678
5	Sop			1 43.4	1 828.3	4 72.550	290. 6884	+2 .028	+ 5.180
6	Vop			4. 8	6 0.9	1 5.784	9.69 63	+2 .024	+ 5.156
7	Dxo p			4. 5	1 17.5	1 9.673	15.1 041	+2 .943	+ 12.697
8	Dyo p			8. 1	1 49.5	3 4.6	21.5 338	+2 .020	+ 6.025
9	Scl			1 95.3	1 25404	1 506.06	797 7.3748	+1 5.418	+ 240.345

0	Vcl		6. 5	4 180.1	5 0.203	265. 9104	+1 5.418	+ 240.344
1	Dxcl		6. 1	1 20.7	3 3.797	25.7 595	+1 .782	+ 2.776
2	Dycl		1 4.2	1 77.1	6 1.45	33.5 392	+1 .078	+ 0.885

1. ВБН - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (65 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименование	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	к сцес
	пол	1-20-30.8% 2-45-69.2%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			19	7	5	10.5	-	
	диаг ноза	11			2	8.88	65	0.059	0.124
	side	0-14-21.5%;1-31-47.7% 2-20-30.8%							
	dura tion			10	8	1	191.	+1	
	type					40.34	824	.890	2.717
	ethi ology	1-65-100%							
	com pensation								
	SNy	1-64-98.5%;3-1-1.5%							
0	LNy	1-65-100%							
1	PNy	1-47-72.3%;4-17-26.2%;5-1-1.5%							
2	Stat okinetic	3-26-40%;4-39-60%							
3	Hear ing	0-45-69.2%;1-14-21.5%;2-6-9.2%							
4	R			0. 92	6 .41	2 .0328	0.87 423	+2 .615	10.053
5	Sop			14 9.80	1 203.6	4 22.449	210. 463	+1 .555	2.589
6	Vop			5. 0	4 0.1	1 4.086	7.01 3	+1 .556	2.587
	Dxo			6. 3		1	7.33	+1	

7	p		5	6.1	5.666	382	.092	0.635
8	p	Dyo	9.3	16.3	2.1298	20.20484	+2 .114	5.829
9		Scl	28.9.3	4084.7	867.375	683.9738	+3 .253	12.477
0		Vcl	9.6	136.2	28.915	22.8019	+3 .253	12.478
1		Dxcl	7.7	96.40	27.634	18.782	+2 .129	5.497
2		Dycl	16.6	156.8	53.3872	27.23489	+1 .378	2.984

2. MS - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (33 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	кксес
	пол	1-19- 57.6% 2-14- 42.4%	1-мъж 2-жена						
	възраст			18	4	3	7.73	-	
	диагноза	13							
	side	0-33-100.0%							
	duration								
	type	5-9-27.3%;6-24-72.7%							
	etiology	5-33-100%							
	compensation								
	SNy	1-25-75.8%;6-8-24.2%							
0	LNy	1-65-100%							
1	PNy	1-33-100%							
2	Statokinetic	3-10-30.3%;4-23-69.7%							
3	Hearing	0-30-90.9%;1-3-9.1%							
4	R			1.11	4.84	2.1652	0.97838	+1.365	1.580
5	Sop			20.4	1828.3	606.742	346.9069	+1.815	4.289
6	Vop			6.7	60.9	20.221	11.5549	+1.813	4.280
7	Dxp			7.3	45.8	18.329	9.6477	+7.92	4.710
8	Dyp			14.2	62.4	36.0	15.1908	+0.386	1.032
9	Scl			25.3.3	3635.1	1320.748	886.1567	+0.978	0.242
	Vcl			8.	1	4	29.5	+0	

0			4	21.2	4.021	49	.978	0.243
1	Dxcl		10	1	4	36.9	+1	
			.9	19.1	2.993	417	.374	0.356
2	Dycl		17	1	7	36.7	-	
			.8	32.9	4.007	465	0.042	1.358

3. DISTONIA NEUROVEGETATIVA- ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (37 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	критерий
	пол	1-8- 21.6% 2-29- 78.4%	1-мъж 2-жена						
	възраст			18	54	33	7.63	-	0.859
	диагноза	14							
	side	0-37-100%							
	duration			15	600	97.35	108.351	+3	12.657
	type								
	ethiology								
	compensation								
	SNy	1-37-100.0%							
0	LNy	1-37-100%							
1	PNy	1-37-100%							
2	Statokinetic	3-18-48.6%;4-19-51.4%							
3	Hearing	0-37-100%							
4	R			0.75	3.01	1.7525	0.41004	+0	1.759
5	Sop			16.9	899.4	355.37	170.7545	+1	1.343
6	Vop			5.4	30.0	1.849	5.7004	+1	1.339
7	p Dxo			5.7	38.9	5.269	9.2513	+1	0.340
8	p Dy0			13.0	66.0	9.673	14.0093	+0	0.143
9	Scl			23.7	1201.8	597.619	237.8183	+0	0.342
	Vcl			7.4	41	1	7.92	+0	

0			8	0.1	9.927	71	.567	0.333
1	Dxcl		8.5	4 8.2	2 2.765	11.4 347	+0 .676	0.814
2	Dycl		14 .2	1 10.2	4 5.331	23.0 018	+1 .309	1.544

4. ЧМТ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (23 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наиме нование	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-10- 43.5% 2-13- 56.5%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			18	6 3	4 1.61	12.8 02	- 0.080	0.650
	диаг ноза	15							
	side	0-22-95.7%;1-1-4.3%							
	dura tion			1	3 600	3 72.65	777. 259	+3 .691	14.596
	type								
	ethi ology	3-23-100%							
	com pensation	3-23-1005							
	SNy	1-23-100%							
	LNy	1-23-100%							
0	PNy	1-22-95.7%;3-1-4.3%							
1	Stat	3-8-34.8%;4-15-65.2%							
2	okinetic	3-8-34.8%;4-15-65.2%							
3	Hear ing	0-22-95.7;2-1-4.3%							
4	R			0. 91	3 .75	2 .2517	0.78 216	+0 .572	0.369
5	Sop			14 3.4	1 187.8	4 20.670	254. 1649	+1 .580	2.605
6	Vop			4. 8	3 9.60	1 4.0174	8.48 356	+1 .580	2.595
7	Dxo p			7. 3	1 17.5	2 5.753	28.3 151	+2 .546	6.940
8	Dyo p			13 .4	1 09.4	3 7.053	27.0 736	+1 .703	2.563
9	Scl			29 5.2	1 946.5	8 73.343	450. 3455	+0 .841	0.253
	Vcl			9.	6	2	15.0	+0	

0			8	4.9	9.109	154	.841	0.250
1	Dxcl		11	1	3	32.1	+1	-
			.3	17.9	8.059	286	.803	2.495
2	Dycl		25	1	6	33.0	+0	-
			.5	35.7	5.241	620	.794	0.166

5. NEUTINOMA, TU - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (28 ПАЦИЕНТА)

	озна чение	наименов ание	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-12- 42.9% 2-16- 57.1%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			22	7 2	4 4.57	13.9 30	+0 .168	0.783
	диаг ноза	16							
	side	0-1-3.6%;1-12-42.9%;2-12- 42.9% 3-3-10.6%							
	dura tion			30	3 600	4 15.0	694. 276	+3 .877	17.263
	type								
	ethi ology	5-28-100%							
	com pensation	1-10-35.7%;2-8-28.6%;3-10- 35.7%							
	SNy	1-18-64.3%;2-1-3.6%;3-4-14.3%; 6-5-17.8%							
0	LNy	1-12-42.9%;2-6-21.4%;3-7-25%; 6-3-10.7%							
1	PNy	1-27-96.4%;3-1-3.6%							
2	Stat okinetic	1-4-14.3%;3-2-7.1%;4-22-78.6%							
3	Hear ing	0-4-14.3%;1-7-25.0%;2-9-32.1% 3-1-3.6%;4-7-25.0%							
4	R			1. 13	5 .27	2 .4725	1.19 844	+1 .386	1.103
5	Sop			17 2.6	1 034.6	4 15.657	227. 039	+1 .436	1.302
6	Vop			5. 8	3 4.5	1 4.063	7.62 44	+1 .389	1.159
7	Dxo p			4. 5	4 6.6	1 7.559	10.6 160	+1 .805	2.597
8	Dyo p			10 .1	7 9.8	3 0.918	16.3 669	+1 .372	2.380

9	Scl		19 5.3	2 141.5	9 53.736	506. 0767	+0 .590	0.042
0	Vcl		6. 5	7 1.4	3 1.796	16.8 714	+0 .590	0.041
1	Dxcl		6. 9	9 8.5	3 7.786	25.8 531	+1 .180	0.863
2	Dycl		19 .0	1 13.9	6 5.832	29.1 925	+0 .377	1.121

6. ЦОС - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (40 ПАЦИЕНТА)

	озна чение	наименов ание	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	кссес
	пол	1-17- 42.5% 2-23- 57.5%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			12	6 5	4 3.90	11.7 73	- 0.469	0.171
	диаг ноза	12							
	side	0-39-97.5%;2-1-2.5%							
	dura tion			10	6 00	1 48.13	126. 783	+1 .620	2.992
	type								
	ethi ology	1-40-100%							
	com pensation	1-2-5.0%;2-6-15.0%;3-32.80%							
	SNy	1-38-95%;6-2-5%							
0	LNy	1-34-85%;2-1-2.5%;3-1-2.5%;6- 4-10%							
1	PNy	1-37-92.5%;2-1-2.5%;5-1- 2.5%;6-1-2.5%							
2	Stat okinetic	1-1-2.5%;2-1-2.5%;3-12-30.0%; 4-26-65%							
3	Hear ing	0-37-92.5%;1-3-7.5%							
4	R			0. 85	5 .21	2 .2098	0.92 962	+0 .979	1.457
5	Sop			18 2.2	1 323.1	4 57.427	232. 6924	+2 .015	5.037
6	Vop			6. 1	4 4.1	1 5.248	7.75 13	+2 .016	5.040
7	Dxo p			8. 9	4 9.0	2 1.213	9.63 31	+1 .311	2.140
8	Dyo p			15 .4	8 4.7	3 6,861	18.8 105	+1 .093	0.436
9	Scl			32 7.4	1 25404.0	4 136.558	196 83.0165	+6 .307	39.848
	Vcl			10	4	1	656.	+6	

0			.9	180.1	37.885	0949	.307	39.848
1	Dxcl		13 .0	9 1.2	3 6.917	20.3 468	+1 .001	- 0.734
2	Dycl		19 .9	1 65.3	7 0.470	38.1 966	+0 .904	- 0.219

7. РАЗНИ-ЕРІ, ГЛАВОБОЛИЕ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (20 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименован ие	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-12-60% 2-18-40%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			17	7	4	14.3	-	0.452
	диаг ноза	17			0	3.95	91	0.268	
	side	0-20-100%							
	dura tion			40	1	4	303.	+0	0.630
	type					01.0	677	.734	
	ethi ology								
	com pensation	1-2-10%;2-2-10%;3-16-80%							
	SNy	1-18-90%; 6-2-10%							
0	LNy	1-18-90%;2-1-5%;6-1-5%							
1	PNy	1-19-95%;4-1-5%							
2	Stat okinetic	3-10-50%;4-10-50%							
3	Hear ing	0-16-80%;1-2-10%;2-2-10%							
4	R			0. 44	3 .99	2 .0800	0.98 285	+0 .576	0.182
5	Sop			15 9.7	1 771.8	8 00.3	484. 8613	+0 .795	0.419
6	Vop			5. 3	5 9.1	2 6.685	16.1 616	+0 .795	0.417
7	Dxo p			4. 9	8 1.4	4 0.518	25.2 350	- 0.058	1.130
8	Dyo p			8. 1	1 49.5	5 3.864	40.4 484	+1 .303	2.147
9	Scl			24 9.7	5 782.9	1 808.045	176 2.044	+1 .582	1.373
0	Vcl			8. 3	1 92.8	6 0.260	58.7 424	+1 .582	1.373
	Dxcl			6.	1	5	41.6	+0	

1			1	20.7	3.409	66	.581	1.281
2	Dycl		16 .6	1 77.1	8 4.536	51.0 417	+0 .796	0.430

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

POSTPERIF-TOTAL - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (373 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	кксес
	пол	1-160-42.9%;2-213-57.1%	1-мъж 2-жена						
	възраст			3	7	4	12.7	-	
	аст			0		0.62	17	0.147	0.389
	диагноза	1-157-42.1%;2-72-19.3%;3-22-5.9%;4-59-15.8% 5-19-5.1%;6-22-5.9%;7-22-5.9%							
	side	0-1-0.3%;1-165-44.2%;2-146-39.1%;3-61-16.4%							
	duration			1	1	5	140.	+4	
	ethiology				000	9.68	855	.945	26.440
	compensation	1-38-10.2%;2-120-32.2%;3-115-73% missing 100-26.8%							
	SNy	1-314-84.2%;2-31-8.3%;3-21-5.6%;4-7-1.9%							
0	LNy	1-223-59.8%;2-62-16.6%;3-72-19.3% missing 16- 4.3%							
1	PNy	1-321-86.1%;2-10-2.7%;3-11-2.9%;4-24-6.4% 5-7-1.9%							
2	Statokinetic	1-83-22.3%;3-160-42.9%;4-130-34.9%							
3	Hearing	0-202-54.2%;1-41-11%;2-61-16.4%;3-39-10.5%; 4-30-8.0%							
4	R			0.74	6.64	1.9505	0.77047	+2.732	11.906
5	Sop			106.0	1880.0	397.833	213.1874	+3.092	15.419
6	Vop			3.5	62.7	13.261	7.1049	+3.093	15.436
7	Dxp			5.7	145.9	17.749	12.3462	+5.363	47.372
8	Dyp			8.5	87.5	31.321	14.5475	+1.130	1.110

9	Scl		3. 1	8 975.0	7 73.030	646. 2951	+6 .984	75.160
0	Vcl		0. 1	2 99.2	2 5.769	21.5 441	+6 .985	75.182
1	Dxcl		2. 8	2 28.9	2 7.943	21.0 176	+4 .399	33.782
2	Dycl		3. 1	1 76.7	5 1.411	24.1 799	+1 .285	2.973

1. ВЕСТИБУЛОПАТИИ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (157 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименование	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-66-42%;2-91-58%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			1 5	6 5	4 1.25	11.3 09	- 0.069	0.506
	диаг ноза	1							
	side	1-79-50.3%;2-74-47.1%;3-4-2.5%							
	dura tion			2	3 65	3 6.03	41.2 31	+4 .204	26.830
	ethi ology	1-94-59.9%;2-41-26.1%;3-8-5.1%;4-1-0.6% 5-13-8.3%							
	com pensation	1-28-17.8%;2-73-46.5%;3-56-35.7%							
	SNy	1-129-82.2%;2-17-10.8%;3-11-7.0%							
0	LNy	1-57-36.3%;2-40-25.5%;3-44-28%;missing 16-10.2%							
1	PNy	1-157-100%							
2	Stat okinetic	1-59-37.6%;3-53-33.8%;4-45-28.6%							
3	Hear ing	0-157-100%							
4	R			0. 74	6 .41	1 .999	0.77 692	+2 .259	8.062
5	Sop			1 06	1 755.6	3 91.775	207. 3551	+2 .905	13.845
6	Vop			3. 5	5 8.5	1 3.059	6.90 88	+2 .905	13.850
7	Dxo p			6. 5	1 45.9	1 8.916	15.1 095	+5 .525	42.423
8	Dyo p			1 0.9	8 7.5	3 2.178	15.2 536	+1 .088	1.192
9	Scl			2 29.0	8 975.0	7 96.034	799. 7141	+7 .464	71.716
0	Vcl			7. 6	2 99.2	2 6.539	26.6 584	+7 .465	71.731
1	Dxcl			2. 8	2 28.9	2 8.250	26.0 334	+4 .629	30.285

2	Dycl		3. 1	1 76.7	5 2.754	26.7 532	+1 .491	3.650
---	------	--	---------	-----------	------------	-------------	------------	-------

2. ЛАБИРИНТОПАТИИ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (72 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименование	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-38-52.8%;2-34-47.2%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			3	6	4	15.2	-	0.326
	диаг ноза	2			8	0.21	99	0.523	
	side	1-35-48.6%;2-29-40.3%;3-8-11.1%							
	dura tion			1	1	1	250.	+2	5.032
	ethi ology	1-36-50%;2-26-36.1%;3-5-6.9%;5-5-6.9%			000	38.9	769	.429	
	com pensation	1-10-13.9%;2-35-48.6%;3-27-37.5%							
	SNy	1-62-86.1%;2-6-8.3%;3-4-5.6%							
0	LNy	1-35-48.6%;2-17-23.6%;3-20-27.8%							
1	PNy	1-72-100%							
2	Stat okinetic	1-19-26.4%;3-26-36.1%;4-27-37.5%							
3	Hear ing	1-11-15.3%;2-26-36.1%;3-17-23.6%;4-18-25%							
4	R			1. 04	6 .38	2 .0826	0.88 832	+2 .285	7.518
5	Sop			1 43.9	1 764.3	4 44.744	257. 9840	+2 .591	9.528
6	Vop			4. 8	5 8.8	1 4.825	8.59 45	+2 .593	9.543
7	Dxo p			5. 7	7 5.0	1 7.544	12.5 173	+3 .265	13.424
8	Dyo p			1 2.6	6 8.9	2 9.479	14.2 116	+1 .348	1.243
9	Scl			2 57.1	4 622.4	9 11.876	698. 2348	+3 .457	15.031
0	Vcl			8. 6	1 54.1	3 0.390	23.2 786	+3 .458	15.035
1	Dxcl			1 0.5	6 7.7	3 0.624	16.2 324	+0 .821	0.365

2	Dycl		1 5.0	9 6.8	5 1.671	20.7 610	+0 .332	0.342
---	------	--	----------	----------	------------	-------------	------------	-------

3. ХРОНИЧНИ ОТИТИ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (22 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	к-критерий
	пол	1-14-63.6% 2-8-36.4%	1-мъж 2-жена						
	възраст			22	66	33	14.4	+0	
	астигматизъм				6	7.45	25	.818	0.484
	диагноза	3							
	сторона	1-10-45.5%;2-6-27.3%;3-6-27.3%							
	дурата			4	48	16.14	11.201	+1	1.588
	тип	1-10-45.5%;2-8-36.4%;3-1-4.5%; 4-3-13.6%							
	етиология								
	компенсация	2-7-31.8%;3-15-68.2%							
	SNy	1-22-100%							
0	LNy	1-15-68.2%;2-2-9.1%;3-5-22.7%							
1	PNy	1-22-100%							
2	Статистическа	1-2-9.1%;3-16-72.7%;4-4-18.2%							
3	Чуване	2-13-59.1%;3-8-36.4%;4-1-4.5%							
4	R			1.19	2.81	1.6473	0.37359	+1	3.328
5	Sop			21.47	50.8	326.514	75.9613	+0	0.315
6	Vop			7.2	16.7	10.882	2.5299	+0	0.294
7	p Dxo			5.7	21.1	15.0	4.9677	-	0.607
8	p Dyo			17.8	60.4	32.245	13.0716	+1	0.781
9	Scl			32.87	115.9	534.55	176.000	+2	5.142
0	Vcl			11.0	37.2	17.805	5.8639	+2	5.174

1	Dxcl		8. 9	4 5.4	2 0.982	9.98 43	+1 .38	3.172
2	Dycl		24 .3	9 8.9	4 9.582	24.8 284	+1 .121	0.287

4. МЕНИЕР - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (22 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	критерий
	пол	1-12-54.5% 2-10-45.5%	1-мъж 2-жена						
	възраст			22	4	3	7.90	+0	
	аст				8	4.41	2	.041	1.152
	диагноза	6							
	side	1-12-54.5%;2-10-45.5%							
	duration			1	1	6	3.67	+0	
	type				5	.09	5	.831	0.262
	etiology								
	compensation	2-5-22.7%;3-17-77.3%							
	SNy	1-22-100%							
0	LNy	1-18-81.8%;2-2-9.1%3-2-9.1%							
1	PNy	1-22-100%							
2	Statokinetic	1-1-4.5%;3-14-63.6%;4-7-31.8%							
3	Hearing	1-12-54.5%;2-6-27.3%;3-4-18.2%							
4	R			1.16	2.80	1.8236	0.43062	+0.329	0.406
5	Sop			13.9.4	7.18.2	4.18.9136	155.1667	+0.158	0.665
6	Vop			4.6	2.3.9	1.3.964	5.1851	+0.155	0.672
7	p Dxo			6.9	3.2.4	1.6.907	7.2462	+0.907	0.654
8	p Dyо			8.5	7.5.4	3.2.093	16.6112	+1.359	2.525
9	Scl			27.0.9	1.708.7	7.61.714	342.1832	+0.944	1.370
0	Vcl			9.0	5.7.0	2.5.395	11.4084	+0.946	1.384
	Dxcl			8.	6	3	13.6	+0	

1			5	1.6	0.887	535	.559	0.669
2	Dycl		25 .9	1 13.0	6 3.733	26.0 094	+0 .057	0.672

5. ПОЗИЦИОНЕН ЛАБИРИНТЕН СИНДРОМ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (59 ПАЦИЕНТИ)

	означение	наименование	код	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	критерий
	пол	1-10-16.9%; 2-49-83.1%	1-мъж 2-жена						
	възраст			34	70	48.12	9.795	+0.243	0.890
	диагноза	4							
	сторона	0-1-1.7%;1-16-27.1% 2-18-30.5%;3-24-40.7%							
	дължина								
	тип								
	етиология								
	компенсация								
	SNy	1-38-64.4%;2-8-13.6% 3-6-10.2%;4-7-11.9%							
0	LNy	1-59-100%							
1	PNy	1-7-11.9%;2-10-16.9% 3-11-18.6%;4-24-40.7%;5-7-11.9%							
2	Статокинетика	3-27-45.8%;4-32-54.2%							
3	Слушане	0-45-76.3%;1-11-18.6%;2-3-5.1%							
4	R			0.85	6.64	1.9469	0.78645	+3.923	21.820
5	Sop			11.03	1880.0	373.58	240.3848	+4.484	26.687
6	Vop			3.7	62.7	12.456	8.0162	+4.487	26.707
7	p Dxo			7.3	4.0	16.300	8.4376	+1.295	1.243
8	p Dyo			12.6	7.01	29.722	12.6718	+1.296	1.539

9	Scl		15 0.1	2 553.8	6 90.934	404. 6407	+2 .315	7.842
0	Vcl		5. 0	8 5.1	2 3.036	13.4 838	+2 .316	7.843
1	Dxcl		9. 7	9 4.4	2 5.316	14.7 377	+2 .514	9.119
2	Dycl		9. 8	1 27.6	4 6.845	22.0 097	+1 .480	2.967

6. ОТОСКЛЕРОЗА - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (22 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименов ание	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-7- 31.8%; 2-15- 68.2%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			20	5	3	8.99	+0	
	диаг ноза	7		2		6.41	0	.135	0.843
	side	1-8-36.4%;2-8-36.4%;3-6-27.3%							
	dura tion								
	type								
	ethi ology								
	com pensation								
	SNy	1-22-100%							
0	LNy	1-20-90.9%;2-1-4.5%;3-1-4.5%							
1	PNy	1-22-100%							
2	Stat okinetic	1-2-9.1%;3-8-36.4%;4-12-54.5%							
3	Hear ing	1-7-31.8%;2-9-40.9%;3-6-27.3%							
4	R			1. 26	2 .63	1 .9277	0.34 175	- 0.277	0.177
5	Sop			19 0.1	9 36.4	4 45.873	197. 9483	+0 .865	0.136
6	Vop			6. 3	3 1.2	1 4.859	9.01 47	+1 .072	1.052
7	Dxo p			8. 1	4 1.7	1 8.859	9.01 47	+1 .072	1.052
8	Dyo p			13 .0	7 1.7	3 2.612	16.4 725	+0 .730	0.241
9	Scl			33 5.5	1 927.2	8 35.291	354. 8703	+1 .423	3.061
	Vcl			11	6	2	11.8	+1	

0			.2	4.2	7.841	233	.421	3.048
1	Dxcl		13 .8	8 0.7	3 4.876	18.2 531	+1 .087	1.036
2	Dycl		15 .8	7 8.2	5 2.118	15.1 174	- 0.771	0.942

7. СЛУХОВ НЕВРИТ - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (19 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименов ание	код	м инимум	м аксимум	с редна стойност	ста ндартно отклонение	ас иметрия	ксцес
	пол	1-13- 68.4% 2-6-31.6%	1-мъж 2-жена						
	възр аст			14	5 7	2 9.32	13.6 71	+0 .954	0.409
	диаг ноза	5							
	side	1-5-26.3%;2-1-5.3%3-13-68.4%							
	dura tion								
	type								
	ethi ology								
	com pensation								
	SNy	1-19-100%							
0	LNy	1-19-100%							
1	PNy	1-19-100%							
2	Stat okinetic	3-16-84.2%;4-3-15.8%							
3	Hear ing	2-4-21.1%;3-4-21.1%4-11-57.9%							
4	R			1. 07	2 .35	1 .5847	0.33 891	+0 .660	0.004
5	Sop			15 5.8	5 72.8	3 47.989	118. 8817	+0 .300	0.755
6	Vop			5. 19	1 9.09	1 1.5995	3.96 285	+0 .299	0.756
7	Dxo p			6. 9	2 2.3	1 4.100	5.98 57	+0 .262	1.824
8	Dyo p			16 .6	5 8.8	3 0.930	13.6 147	+1 .145	0.340
9	Scl			3. 1	1 088.9	5 28.874	279. 7574	+0 .395	0.024
0	Vcl			0. 10	3 6.30	1 7.6316	9.32 428	+0 .397	0.029

1	Dxcl		11 .3	4 3.8	1 9.940	11.4 647	+1 .568	1.224
2	Dycl		23 .5	6 9.3	3 9.750	15.3 496	+0 .781	0.224

ПРИЛОЖЕНИЕ 3

POSTFUNC-TOTAL - ОПИСАНИЕ НА ПАРАМЕТРИТЕ (54 ПАЦИЕНТИ)

	озна чение	наименование	код	орма	минимум	максимум	средна стойност	стандартно отклонение	асиметрия	екцентриситет
	пол	1-19- 35.2% 2-35- 64.8%	1-мъж 2-жена							
	възраст				1 8	5 6	3 5.69	9.99 9	+0 .062	- 0.802
	диагноза	1-39-72.2%; 2-15-27.8%;								
	side									
	duration									
	ethiology									
	compensation	3-54-100%								
	SNy	1-54-100%								
0	LNy	1-54-100%								
1	PNy	1-54-100%								
2	Statokinetic	3-20-37%;4-34-63%								
3	Hearing	0-51-94.4%;1-3-5.6%								
4	R				0. 33	3 .72	1 .4833	0.66 496	+0 .896	+ 1.166
	Sop				1	1	5	362.	+1	+

	com pensation							
	SNy							
0	LNy							
1	PNy							
2	Stat okinetic							
3	Hear ing							
4	R	0. 95	2 .19	1 .5389	0.25 992	+0 .022	- 0.430	
5	Sop	2 1	8 42	3 22.82	114. 777	+0 .897	+ 1.965	
6	Vop	0. 7	2 8.10	1 0.7598	3.82 659	+0 .903	+ 1.990	
7	p Dxo	5. 7	6 8.5	1 4.992	0.18 7	+2 .689	+ 13.429	
8	p Dyo	9. 7	1 01.3	3 0.5	15.9 364	+1 .643	+ 3.620	
9	Scl	1 80	1 436	4 96.18	191. 805	+1 .225	+ 2.949	
0	Vcl	6. 0	4 7.9	1 6.5396	6.39 38	+1 .779	+ 4.319	
1	Dxcl	3. 2	6 6.9	1 9.767	10.4 303	+1 .779	+ 4.319	
2	Dycl	1 0.1	1 00.1	4 0.613	18.0 742	+1 .048	+ 1.006	

ЛИТЕРАТУРА

1. **Български тълковен речник.** София, Наука и изкуство, 1995.
2. Ангов Г., К. Стамболиева, О. Колев. **Изследване на постуралната стабилност при болни с паническо разстройство.** Сп. Мозъчносъдови заболявания, 2001, 9, 2, 19 - 22.
3. Ангов Г., К. Стамболиева, О. Колев. **Изследване на постуралната стабилност при болни с бенигнен пароксизмален позиционен световъртеж.** Сп. Мозъчносъдови заболявания, 2003, 11, 1, 14 – 19.
4. Базаров В. Г., Луценко В. И. **Кефалографии в оценке функции равновесия при черепно- мозговой травме.** Вестн. ОРЛ, 1984, 2, 19- 25.
5. Ветрилэ В.С. и др. **Стабилометрия как метод оценки проприоцепции при поврежданиях капсульно-связочного аппарата коленного сустава.** Вестник травматологии и ортопедии им.Н.Н.Приорова. 2002. №2. С.34-37.
6. Вуков Мирчо, Х. Грива. **Информационен анализ на двукомпонентни системи и приложението му в медицината и здравеопазването .** НЦЗИ, 1996.
7. Лучихин Л. А., Патрин А. Ф. **Состояние функции равновесия у людей различного возраста по данным стабилографии.** Вестн. ОРЛ, 1983, 5М 29- 34.
8. Стамболиева К. **Компютризирано стабилографско изследване на функционалното състояние на равновесния анализатор.** Дисертационен труд за присъждане на образователната и научна степен “доктор”.София, 2007 год.
9. Ageberg E., Zätterström R., Fridén T., Moritz U. **Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15-44 years.** Scand J Med Sci Sports. 2001; 11(1):47-53.
10. Allum J. H. J., Keshner E. A. **Vestibular and proprioceptive control of sway stabilisation.** In Bles W., Brandt T. (eds). Disorders of posture and gait. Elsevier, Amsterdam- NY- Oxford, 1986: 19- 40.
11. Allum J. H. J., Keshner E. A., Honegger F., Pfaltz C. R. **Indicators of the influence a peripheral deficit has in vestibulospinal reflex responses controlling postural stability.** Acta otolaryngol (Stockh), 1988, 106: 252- 263.
12. Aust G. **Age dependence of the interaction between proprioception and vision- a posturographic study.** Laryngorhinootologie, 1996, 75 (7): 379- 383.
13. Baloh R. W., Hornubia V. **Clinical neurophysiology of the vestibular system.** F. A. Davis & Co., Philadelphia, 1979.
14. Baloh R. W., Spain S., Socotch T. M. et all. **Posturography and balance problems in older people.** J. Am. Geriatr. Soc., 1995, 43(6): 638- 644.
15. Barigant P., Merlet P., Orfait J., Tetar C. **New design of E. L. A. statokinesimeter.** Agressologie, 1972, 13C: 69- 74.
16. Barin K., Stockwell C. W. **A mathematical model of human postural control in sagittal plane.** In Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1986: 29- 33.
17. Baron J. B., Bobot J., Bessineton J. C. **Statokonesimetrie.** Peresse Med., 1966, 64: 863.
18. Barona R., Garin L., Comeche C. **Study of the vestibulospinal reflex. Clinical applications of posturography.** Acta otolaryngol. Espan., 1993, 44(3): 217- 221.
19. Bastos AG., de Lima MA., de Oliveira LF. **Evaluation of patients with dizziness and normal electronystagmography using stabilometry.** Braz J Otorhinolaryngol. 2005; 71(3):305-10.

20. Berger W., Trippel M., Discher M., Dietz V. **Influence of subject's height on the stabilization of posture.** Acta otolaryngol (Stockh), 1992, 112(1): 22- 30.
21. Bessineton J. C., Bizzo G., Pacifici M., Baron J. B. **Statokinesimetrie, taille, poids, sexe, reproductibilite.** Agressologie, 1976, 17B: 49- 54.
22. Black F. O. **Vestibular function assessment by moving platform posturography.** Am. J. Otolaryngol, 1985, suppl.: 39- 46.
23. Black F. O. **Vestibular function assessment in patients with Meniere's disease: the vestibulospinal system.** Laryngoscope, 1982, 92: 1419- 1436.
24. Black F. O., Nashner L. M. **Postural control in four classes of vestibular abnormalities.** In: Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1985: 271- 281.
25. Black F. O., Nashner L. M. **Postural disturbance in patients with BPPV.** Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 1984, 93: 595- 599.
26. Black F. O., Nashner L. M., Wall C. **Effect of changing visual and proprioceptive environments upon postural control in vestibular deficient subjects.** Agressologie, 1983, 24/2: 95- 96.
27. Black F. O., Shupert C. L., Horak F. B., Nashner L. M. **Abnormal postural control associated with peripheral vestibular disorders.** Prog. Brain Res., 1988, 76: 263- 275.
28. Black F. O., Shupert C. L., Peterka R. J., Nashner L. M. **Effects of unilateral loss of vestibular function on the vestibuloocular reflex and postural control.** Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 1989, 98(11): 884- 889.
29. Black F. O., Wall C. **The vestibulospinal stability test: normal limits.** Tr. Am. Acad. Ophthalmol & Otol., 1977, 84: 549- 560.
30. Black F. O., Wall C., Nashner L. M. **Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects.** Acta otolaryngol (Stockh), 1983, 95: 199- 210.
31. Black F. O., Wall C., Rockette H. E., Kitch R. **Normal subject postural sway during the Romberg test.** Am. J. Otolaryngol., 1982, 3: 309- 318.
32. Blanks R. H., Fowler C. G., Zizz C. A., Williams K. E. **Postural adjustments produced by moving visual (horizontal optokinetic) patterns.** J. Am. Acad. Audiol., 1996, 7(1): 39- 48.
33. Bless W. **Sensory interaction and human posture.** Academisch Proefschrift Vrije Universiteit Amsterdam, Academische Press, Amsterdam, 1979.
34. Bless W., De Wit G. **Study of effects of optic stimuli on standing.** Agressologie, 1976, 17C: 1- 5.
35. Bless W., Kapteyn T. S., De Wit G. **Effect of visual- vestibular interaction in human posture.** Adv. Otorhinolaryngol, 1983, 30: 111- 118.
36. Bless W., Vanderheide G. L., Kotaka S., Reulen J. P. H. **Some modelling aspects of nystagmus due to somatosensory-visual- vestibular interaction in stepping around.** In: Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1985: 38- 42.
37. Boniver R. **Posturography and benign paroxysmal vertigo.** Acta otolaryngol. Belg., 1991, 45(3): 331- 334.
38. Bonnet M., Gurfinkel S., Lipchits M. J., Popov K. E. **Central programming of lower limb muscular activity in the standing man.** Agressologie, 1976, 17B: 35- 42.
39. Boudene C., Belegaud J., Baron J. B., et al. **Effets de fumee de cigarettes sur l'activite posturale. Aspects toxicologique et statikinesimetrique.** Agressologie, 1977, 18A: 1- 8.
40. Bouisset S., Duchene J. L. **Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture?** Neuroreport., 1994, 5(8): 957- 960.

41. Brandt T., Paulus W. M., Straube A. **Vision and posture**. In: Bless W., Brandt T. (eds). Disorders of posture and gait. Elsevier, Amsterdam- NY- Oxford, 1986: 157- 176.
42. Brandt T., Paulus W. M., Straube A. **Visual activity, visual field and visual scene characteristics affect postural balance**. In: Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1985: 93-98.
43. Buchele W., Brandt T. **Vestibulospinal ataxia in BPPV**. Agressologie, 1979, 20C: 221- 222.
44. Cattaneo, D, Jonsdottir, J. **Sensory impairments in quiet standing in subjects with multiple sclerosis**. Multiple Sclerosis, Jan, 2009, 15 (1): 59-67.
45. Cernacek J., Jagr J., Harman B., Vyskoch S. **Stabilographic findings in central vestibular disturbances**. Agressologie, 1973, 14D: 21- 26.
46. Chaudhry H, Frindley T, Ougley K et all. **Measures of postural stability**. Jour Reh REs and Devel, 2004, Sept/Oct, 41, 5:713-20.
47. Chia S. E., Gan S. L., Chua L. H., Foo S. C., Jeyaratnam J. **Postural stability among manganese workers**. Neurotoxicology, 1995, 16(3): 519- 526.
48. Chiari L., Rocchi I, Cappello A. **Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement**. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002, Nov-Dec; 17(9-10):666-77.
49. Claussen C. F. **Über eine gleichgewichtsfunktionsprüfung mit hilfe der craniocorpographie (CCG) und polarkoordinaten in raume**. Arch. Orl-, Nas- u. Kehlk- Heilk., 1979, 196: 257- 261.
50. Claussen C. F., Claussen E. **Objective and quantitative vestibular spinal testing by means of computer- video- craniocorpography**. Adv. Otorhinolaryngol., 1988, 42: 43- 49.
51. Cohen H, Kimball K, Stewart M. **Benign paroxysmal positional vertigo and comorbid conditions**. ORL: Journ of ORL and its Rel Spec, 2004, 66, 1:11-15.
52. Colledge N. R., Cantley P., Peaston P. et all. **Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography**. Gerontol., 1994, 40(5): 273- 278.
53. Collins J. J., De Luca C. J. **The effect of visual input on open loop and closed loop postural control mechanisms**. Exp. Brain Res., 1995, 103(1): 151- 163.
54. Cry D. G., Moore G. T., Moller C. G. **Clinical application of computerised dynamic posturography**. EN- Technology, 1988: 36- 47.
55. D'Ascanio P., Pompeiano O., Stampacchia G. **Noradrenergic and holinergetic mechanisms responsible for the gain regulation of vestibulospinal reflexes**. Prog. Brain Res., 1988, 61: 361- 374.
56. Day A. C. **Pilot study on the effect of smoking one cigarette on physiological postural tremors**. Agressologie, 1977, 18A: 9- 18.
57. De Benedittis G., Petrone D., De Candia N. **Effect of the cervical reflex on the posture of normal subjects. Balance measurement study**. Boll Soc Ital Biol Sper, 1991, Mar 67:3, 303-9.
58. De Jong J. M. B. V., Bles W. **Cervical dizziness and ataxia**. In: Bless W., Brandt T. (eds). Disorders of posture and date. Elsevier, Amsterdam- NY- Oxford, 1986: 185- 206.
59. De Vries N., Bless W., Feenstra N. **Patients with an acoustic neurinoma examined with a tilting room**. Clin Otolaryngol, 1985, Apr. 10:2, 103-8.

60. De Wit G. **Analysis of stabilographic curves.** *Agressologie*, 1972, 13C: 79- 83.
61. De Wit G. **Optic versus vestibular and proprioceptive impulses measured by posturography.** *Agressologie*, 1972, 13B: 75- 79.
62. De Wit G. **The stabilometry as an auxiliary in investigations of patients with vestibular disturbances.** *Agressologie*, 1973, 14D: 27- 31.
63. Di Fabio R. P. **Meta- analysis of the sensitivity and specificity of platform posturography.** *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 1996, 122(2): 150- 156.
64. Di Fabio R. P. **Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction.** *Phys. Ther.*, 1995, 75(4): 290- 305.
65. Dichgans J. **Vestibular- visual interaction in the control of eye movements.** In: Schmidt R., Zambambieri D. (eds) *Eye movement analysis in neurological diagnosis.* University of Pavia (Italy), 1979: 123- 155.
66. Dichgans J., Diener H. C. **The contribution of vestibulospinal mechanisms to the maintenance of human upright posture.** *Acta otolaryngol (Stockh)*, 1989, 107(5- 6): 338- 345.
67. Diener H. C., Dichgans J. **On the role of vestibular and somatosensory information for dynamic postural control in humans.** *Prog. Brain Res.*, 1988, 76: 253- 262.
68. Diener H. C., Dichgans J. **Pathophysiology of posture.** In: *Posture and gait. Development, adaptation and modulation.* Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1988: 229- 235.
69. Diener H. C., Dichgans J., Bacher M., Compf B. **Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases.** *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 1984, 57: 134- 142.
70. Diener H. C., Dichgans J., Bootz F., Bacher M. **Early stabilisation of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement.** *Exp. Brain Res.*, 1984, 56: 126- 134.
71. Diener H. C., Dichgans J., Bruzek W., Selinka H. **Stabilization of human posture during induced oscillation of body.** *Exp. Brain Res.*, 1982, 45: 126- 132.
72. Diener H. C., Dichgans J., Guschlbauer B., Mau H. **The significance of proprioception on postural stabilisation as assessed by ischemia.** *Brain Res.*, 1984, 296: 103- 109.
73. Douglas J. **Nineteenth – century contributions to the mechanical recording of postural sway.** *Arch of Neurol*; July 2001; 58, 7:1130-47.
74. Draganova N., Ganchev G., Dimov D., Dunev S. **Etudes des oscillations spontanees et provoques du corp chez les malades a areflexie vestibulaire.** *Agressologie*, 1976, 17D: 13- 18.
75. Elner A. M., Gurfinkel A. S., Lipshits M. I., Mamasakhlisov G. V., Popov K. E. **Facilitation of stretch reflex by additional support during quiet stance.** *Agressologie*, 1976, 17A: 15- 20.
76. Emery, CA., Cassidy, JD., Klassen, TP., Rosychuk, RJ., Rowe, BH. **Development of a clinical static and dynamic standing balance measurement tool appropriate for use in adolescents.** *Phys Ther*, Jun 2005, 85 (6): 502-514.
77. Era P., Heikkinen E. **Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages.** *J. Gerontol.*, 1985, 40: 287- 295.
78. Fernandez A. M., Pailhouse J., Serratrice J. **Locomotion in elderly.** In: Amblard B., Berthoz A., Clarac F. (eds). *Posture and gait. Development, adaptation and modulation.* Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1988: 115- 124.

79. Fisher L., G. van Belle. **Biostatistics. A methodology for the Health Sciences.** John Wiley & sons, Inc., New York, 1993, pp. 901.
80. Fuman J. M. **Role of posturography in the management of vestibular patients.** Otolaryngol. Head Neck Surg., 1995, 112(1): 8- 15.
81. Furman J. M. **Posturography: uses and limitations.** Baillieres. Clin. Neurol., 1994, 3(3): 501- 513.
82. Gagey P. M. **Huit lecons de posturologie.** Association francaise de posturologie, Paris, 1986.
83. Gagey P. M., Toupet M. **Orthostatic postural control in vestibular neuritis: a stabilometric analysis.** Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 1991, 100(12): 971- 975.
84. Ganchev G. N. **Studies on postural activity in man.** Agressologie, 1980, 21: 35- 40.
85. Ganchev G. N., Draganova N. I. **H- reflex changes in various phases of spontaneous induced body oscillations.** Agressologie, 1976, 17B: 43- 48.
86. Ganchev G. N., Draganova N. I., Dunev S. **The role of sensory feedback in the control of postural tonic activity.** Agressologie, 1979, 20B: 155- 156.
87. Ganchev G. N., Draganova N. I., Dunev S. **Influence of the stabilogram and statokinesigram visual feedback upon the body oscillations.** In: Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1985: 135- 138.
88. Ganchev G. N., Draganova N. I., Dunev S. **Mechanisms of stabilising effect of the visual feedback upon body oscillations.** Agressologie, 1983, 24/2: 71- 72.
89. Ganchev G. N., Draganova N. I., Dunev S. **On the problem of the induced oscillations of the body.** Agressologie, 1972, 13B: 51- 54.
90. Ganchev G. N., Draganova N. I., Dunev S. **The role of visual information and ocular movements for the maintenance of body equilibrium.** Agressologie, 1972, 13B: 55- 61.
91. Ganchev G. N., Draganova N. I., Gancheva P. N. B. **Central (physic) regulation of postural activity.** Agressologie, 1978, 19B: 47- 48.
92. Ganchev G. N., Dunev S. **Study of the body sway of workers at high buildings.** Agressologie, 1978, 19B: 67- 68.
93. Ganchev G. N., Koitcheva V. **Influence de l'information visuelle sur l'activite tonique posturale.** Agressologie, 1978, 19A: 19- 20.
94. Ganchev G. N., Popov V. **Quantitative evaluation of induced body oscillations in man.** Agressologie, 1973, 14C: 91- 94.
95. Geurts A. C., Nienhuis B., Mulder T. W. **Intrasubject variability of selected force- platform parameters in the quantification of postural control.** Arch. Phys. Med. Rehab., 1993, 74(11): 1144- 1150.
96. Ghilardi P. L., Fattori B., Casani A., Piragine F. **Posturography in unilateral peripheral vestibular deficiency.** Acta otolaryngol. Ital., 1990, 10(4): 347- 356.
97. Giacomini P, Alessandrini M, Magrini A. **Long-term postural abnormalities in benign paroxysmal positional vertigo.** ORL:Journal of ORL and its related specialties. Jul/Aug, 2002, 64, 4:237-41.
98. Goldie P. A., Evans O. M., Bach T. M. **Steadiness in one legged stance: development of a reliable force- platform testing procedure.** Arch. Phys. Med. Rehabil., 1992, 73(4): 348- 354.
99. Gottlieb G. L., Agarwal G. C. **Responses to sudden torque about ankle in man. I. Myotatic reflexes. II. Postmyotatic reactions.** J. Neurophysiol, 1979, 42: 91- 106; 43: 86- 101.

100. Guedry F. E. **Perception of motion and position relative to the earth. An overview.** An. N. Y. Acad. Sci., 1992, 5, 656: 315- 328.
101. Guedry F. E. **Psychophysics of vestibular sensation.** In: Kornhuber H. H. (ed). Handbook of sensory physiology. Vol. VI/2. Springer Verlag, Berlin, 1974: 5- 154.
102. Guidetti G., Barbieri L., Monzani D., Monzani A., Galetti G. **Computerized stabilometry: a complete study in the examination of patients with vertigo.** Acta otolaryngol. Italy., 1986, Sept- Oct 6:5, 487- 504.
103. Guidetti G. **Posturography in vestibular work- up of the patient. A review.** Acta otolaryngol. Belg., 1992, 46(1): 45- 51.
104. Gurfinkel V. S. **Muscle afferentation and postural control in man.** Agressologie, 1973, 14C: 1- 8.
105. Gurfinkel V. S., Levik Y. S., Popov K. E. et al. **Body scheme in the control of postural activity.** In: Gurfinkel V. S., Ioffe M. E., Massiom J. (eds) Stance and motion. Facts and concepts. Plenum press, NY, 1988: 185- 194.
106. Gurfinkel V. S., Lipshits M. I., Mori S., Popov K. E. **Interaction of the central program for postural control and inherent reflex mechanisms such as the stretch reflex during standing.** Agressologie, 1983, 24/2: 63- 64.
107. Gurfinkel V. S., Lipshits M. I., Popov K. E. **On the origin of short- latency muscle responses to postural disturbances.** Agressologie, 1979, 20B: 153- 154.
108. Gurfinkel V. S., Lipshits M. I., Popov K. E. **Postural reactions to the controlled sinusoidal displacement of the supporting platform.** Agressologie, 1976, 17B: 71- 76.
109. Halama P. **Craniocorpographic (CCG) parameters in normal subjects. Possibility of an objective control of therapeutic measures.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V., Schlitter K. (eds). Vertigo, nausea tinnitus and hypoacusis in metabolic disorders. Excerpta medica, Amsterdam, 1988: 47- 52.
110. Hallam R. S., Hinchcliffe R. **Emotional stability: its relationship to confidence in maintaining balance.** J. Psychosom. Res., 1991, 35(4- 5): 421- 430.
111. Hamman R. J., Mekjavic I., Mallinson A. L., Longridge N. S. **Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback.** Arch. Phys. Med. Reh., 1992, 73(8): 738- 744.
112. Hayashi R., Myiake A., Jijiwa H., Watanabe S. **Postural readjustment to body sway induced vibration in man.** Exp. Brain Res., 1981, 43: 217- 225.
113. Hayashi R., Myiake A., Watanabe S. **The effect of vibration on body balance in man.** Proc. II-nd symposium of postural reflex and body equilibrium. Aug. 3, 1980, Japan, 1981: 110- 117.
114. Henriksson N. G. **Electric analysis of the Romberg test.** Acta otolaryngol (Stockh), 1964, suppl. 214: 272.
115. Hinoki M., Ushio N. **Lumbomuscular proprioceptive reflexes in body equilibrium.** Acta otolaryngol (Stockh), 1975, suppl 330: 197- 210.
116. Hirvonen T., Hirvonen M., Aalto H. **Postural control measured by visual feedback posturography.** ORL: Jour for ORL and its REI Spec. 2002, may, 64, 3: 186-90.
117. Hlavacka F., Kundrat J., Krizkova M., Bacova E. **Physiologic range of stabilometry values obtained in the upright posture using a computer.** Cesk. Neurol. Neurochir., 1990, 53(2): 107- 113.
118. Hlavacka F., Saling M. **Influence of the artificially increased bodyweight on the upright position.** Agressologie, 1979, 10B: 161- 162.
119. Hlavacka F., Saling M., Krizkova M., Sabo S. **The effect of head position and functional status of the cervical spine on body sway in the upright posture.** Bratisl Lek Listy, 1992, Jun 93:6, 324-7.

120. Holliday P. G., Fernie G. R. **Postural sway during low frequency floor oscillation in young and elderly subjects.** In: Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium. Karger, Basel, 1985: 66- 69.
121. Hoogmartens M. J., Stuyck J. **First results with vibration electromyography as a differential measurement of the postural tone of the left and right spinal muscles.** Agressologie, 1978, 18: 341- 343.
122. Horak F. B., Nashner L. M. **Central programming of postural movements: adaptation to altered support- surface configuration.** J. Neurophysiol., 1986, 55: 1369- 1381.
123. Horak F. B., Nashner L. M., Diener H. C. **Postural strategies asociated with somatosensory and vestibular loss.** Exp. Brain Res., 1990, 82(1): 167- 177.
124. Iki M., Ishizaki H., Aalto H., Strack J., Pyykko I. **Smoking habits and postural stability.** Am. J. Otolaryngol., 1994, 15(2): 124- 128.
125. Ingersoll C. D., Armstrong C. W. **The effects of closed head injury on postural sway.** Med. Sci. Sports Exerc., 1992, 24(7): 739- 743.
126. Inukai K., Koizuka I., Kato YO., Takahashi S. **Comparison between stabilometry with and without head tilts in a roll plane.** Auris Nasus Larynx. 2006; 33(3):271-5.
127. Inukai K., Koizuka I., Takahashi S. **Investigation into dizziness before and after Epley's maneuver for benign paroxysmal positional vertigo using stabilometry.** Auris Nasus Larynx. 2007; 34(1):15-7.
128. Inukai K., Koizuka I., Takahashi S. **Head-tilting stabilometry in patients with benign paroxysmal positional vertigo.** Auris Nasus Larynx. 2008; 35(1):31-5.
129. Ishizaki K., Mori N., Takeshima T., Fukuhara Y., Ijiri T. **Static stabilometry in patients with migraine and tension-type headache during a headache-free period.** Psychiatry Clin Neurosci. 2002; 56(1):85-90.
130. Jakson R. T., Epstein C. M., De L'Aune W. R. **Abnormalities in posturography and estimation of visual vertical and horizontal in multiple sclerosis.** Am. J. Otol., 1995, 16(1): 88- 93.
131. Jeong B. J. **Respiration effect on standing balance.** Arch. Phys. Med. Rehabil., 1991, 72(9): 642- 645.
132. Jeong B. Y. **Contour representation of sway area in posturography and its application.** Arch. Phys. Med. Reh., 1994, 75(9): 951- 956.
133. Jongkees L. B. W. **Cervical vertigo.** Laryngoscope, 1969, 79: 1473- 1484.
134. Juntunen J., Matikainen E., Ylikoski J., Ylikoski M., Ojala M. **Postural body sway and exposure to high- energy impulse noise.** Lancet, 1987: 261- 264.
135. Kantner R. M., Rubin A. M., Armstrong C. W., Cummings V. **Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects.** Am. J. Otolaryngol., 1991, 12(4): 196- 204.
136. Kaptein T. S. **Afterthought about the physics and mechanisms of the postural sway.** Agressologie, 1973, 14C: 27- 35.
137. Kaptein T. S. **Data processing of posturographic curves.** Agressologie, 1972, 13B: 29- 34.
138. Kaptein T. S. **Observationes on the analysis in stabilometry.** Agressologie, 1978, 19A: 11-12.
139. Kaptein T. S., Bless W., Kodde L., Massen C. H., Mol J. M. **Standartization in platform stabilometry being a part of posturography.** Agressologie, 1983, Jun 24:73, 21- 6.
140. Karlsson A., Frykberg G. **Correlations between force plate measurements for assessment of balance.** Clin Biomech, 2000, 15: 365-369.
141. Kasai T., Zee D. S. **Eye- head coordination in labyrinthine defective human beings.** Brain Res., 1978, 144: 123- 144.

142. Kazakov V. N., Umanski V. I., Klimenko A. I. **A method of studying variations in the common center of gravity (stabilometry).** Fiziol Zh, 1989, Sep-Okt 35:5 82-4.
143. Kazmierczak H., Pawlak K., Kasprzak H. **The influence of the cervical proprioception on the postural reflexes – experimental and clinical study.** Otolaryngol pol, 2004; 58(4):839-42.
144. Keim R. J. **Clinical comparisons of posturography and electronystagmography.** Laryngoscope, 1993, 103(7): 713- 716.
145. Keshner E. A., Allum J. H. J. **Plasticity in pitch sway stabilisation: normal habituation and compensation for peripheral vestibular deficit.** In Bles W., Brandt T. (eds). Disorders of posture and date. Elsevier, Amsterdam- NY- Oxford, 1986: 289-314.
146. Kohen- Raz R., Himmelfarb M., Tzur S., Kohen- Raz A., Shub Y. **An initial evaluation of work fatigue and circadian changes as assessed by multiplate posturography.** Percept. Mot. Skills, 1996, 82(2): 547- 557.
147. Kohen- Raz. **Learning disabilities and postural control.** Freud Publishing House, London, 1986.
148. Koicheva T., Tsaneva L., Stanchev V. **Statokinetic changes at chronic labyrinth stimulation.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V., Schlitter K. (eds). Vertigo, nausea tinnitus and hypoacusis in metabolic disorders. Excerpta medica, Amsterdam, 1988: 57- 60.
149. Koicheva V., Noto R., Baron J. B. **Epreuve optocinetique et activite tonique posturale.** Agressologie, 1976, 17C: 53- 57.
150. Kollegger H., Baumgartner C., Wober C. et all. **Spontaneous body sway as a function of sex, age and vision: posturographic study in 30 healthy adults.** Eur. Neurol., 1992, 32(5): 253- 259.
151. Kollegger H., Baumgartner C., Wober C. et all. **Stabilizing and destabilizing effects of vision and foot position on body sway of healthy young subjects: a posturographic study.** Eur. Neurol., 1989, 29(5): 241- 245.
152. Korpelainen J, Myllylauml V, Kampman V, Leppavuori S. **A novel accelerometry-based method for the quantification of balance and postural sway.** J Am Geriatr Soc, 2000, 48: 709-710.
153. Krivoshec V., Skvortsov DV., Shinaev NN., Talambum EA. **Stabilometry parameters in some mental disorders.** Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova. 2006; 106(8):62-4.
154. Kubo T., Sakata Y., Matsunaga T., Koshimune A., Sakai S., Ameno K., Ijiri I. **Analysis of body sway pattern after alcohol ingestion in human subjects.** Acta otolaryngol /Suppl/, 1989, 468: 247- 52.
155. Kubo T., Sakata Y., Sakai S., Ameno K., Ijiri I. **Positional nystagmus and body sway after alcohol ingestion.** Am J Otolaryngol, 1990, Nov-Dec, 11:6, 416-9.
156. Lackner J. R., Levne M. S. **Changes in apparent body orientation and sensory localisation induced by vibration of postural muscles: vibratory myesthetic illusions.** Aviat. Space Environ. Med., 1979, 50: 346- 354.
157. Leandri, M., Cammisuli, S., Cammarata, S. Et all. **Balance Features in Alzheimer's Disease and Amnestic Mild Cognitive Impairment.** Jour Og Alzheimers Dis, 2009, 16 (1): 113-120.
158. Ledin T., Tropp H., Odenrik P., Odqvist L. **Postural sway and corrections.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V. (eds). Vertigo, nausea, tinnitus and hearing loss in cardio- vascular diseases. International Congress Series, Excerpta medica, Amsterdam, 1986: 371- 376.
159. Lee D. N., Lishman J. R. **Vision - the most efficient source of proprioceptive information for balance control: a film on visual kinaesthesia.** Agressologie, 1976, 17D: 67- 72.
160. Lee D. N., Lishman J. R. **Visual proprioceptive control of stance.** J. human movement studies, 1975, 1: 87- 95.
161. Leroux J., Baron J. B., Bizzo J., et all. **Etude spectrale des déplacements spontanés antero- postérieurs et latéraux du centre de gravité de l'homme en orthostatisme.** Agressologie, 1973, 14C: 57- 63.

162. Levine S. C., Muckle R. P., Anderson J. H. **Evaluation of patients with acoustic neuroma with dynamic posturography.** Otolaryngol. Head Neck Surg., 1993, 109(3): 392- 398.
163. López-Rodríguez S., Fernández de-Las-Peñas C., Alburquerque-Sendín F., Rodríguez-Blanco C., Palomeque-del-Cerro L. **Immediate effects of manipulation of the talocrural joint on stabilometry and baropodometry in patients with ankle sprain.** J Manipulative Physiol Ther. 2007; 30(3):186-92.
164. Luchikhin LA., Ganichkina Ila., Doronina OM. **Biological feedback techniques in rehabilitation of patients with impaired equilibrium function.** Vestn Otorinolaringol. 2002; (2):18-20.
165. Luchikhin, L. A., Skvortsov, D. V., Kononova, N. A., Vostokov, A. V. **Posturographic rapid diagnosis of a vestibular function in vestibulology.** Vestnik Otorinolaringologii, 2006 (1) : 13-17.
166. Manabe Y., Honda E., Shiro Y., Sakai K., Kohira I., Kashiwara K., Shohmori T., Abe K. **Fractal dimension analysis of static stabilometry in Parkinson's disease and spinocerebellar ataxia.** Scand J Med Sci Sports. 2001; 11(1):47-53.
167. Manzoni D., Pompeiano O., Stampacchia G. **Cervical control of posture and movements.** Brain Res., 1979, 169: 615- 619.
168. Martin P. **Role of the vestibular system in the control of posture and movement in man.** In De Reuk A. V. S., Knight J. (eds). Myotatic, kinesthetic and vestibular mechanisms. Ciba foundation symposium. J & A. Churchill, London, 1967: 92- 96.
169. Massen C. H., Breas G. M., Jonkers G., Verduin M., Guersen G. B. **On the design of force platforms in stabilography.** Agressologie, 1976, 17B: 59- 62.
170. Maurice V., Nouchine H. **The Cerebellum and Migraine.** Headache. 2007;47(6):820-833.
171. Mizukoshi K., Watanabe Y., Ohashi N., Kobayashi H. **Effect of pendular optokinetic stimulation on the centre of gravity during Romberg test.** Agressologie, 1983, 24/2: 79- 80.
172. Myers A. M., Powell L. E., Maki B. E., Holliday P. J., Brawley L. R., Sherk W. **Psychological indicators of balance confidence: relationship to actual and perceived abilities.** J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci., 1996, 51(1): 37- 43.
173. Nagahori T, Hirashima I, Umemura K et al, **Association of pontine small infarction (lacuna) with disturbance of postural stability.** Eur Neurol, 2004, 51(3):138-43.
174. Nakagawa H., Ohashi N., Watanabe Y., Mizukoshi K. **The contribution of proprioception to posture control in normal subjects.** Acta otolaryngol (Stockh), 1993, suppl. 504: 112- 116.
175. Naoya T., Kensuke S., Chikami M. **On the dynamic analysis of human postural sway.** Agressologie, 1983, 24/2: 125- 126.
176. Nardone A., Schieppati M. **Balance in Parkinson's disease under static and dynamic conditions.** Mov Disord. 2006; 21(9):1515-20.
177. Narita S., Kurose M., Kobayashi K., Himi T. **Study on 242 inpatients reporting vertigo and dizziness.** Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho. 2003; 106(1):21-7.
178. Narita S., Itoh J., Kurose M., Kobayashi K., Himi T. **Factors influencing long-term progress in patients with vestibular neuritis.** Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho. 2004; 107(9):793-9.
179. Nashner L. M. **A system approach to understanding and assessing orientation and balance disorders. A paper on advances in diagnosis and management of balance disorders.** Edit. Neurocom. International Inc., 1987.
180. Nashner L. M. **Adaptation of human movement to altered environments.** TINS, 1982: 358- 361.
181. Nashner L. M. **Adapting reflexes controlling human posture.** Exp. Brain Res., 1976, 26: 59- 72.
182. Nashner L. M. **Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance.** Exp. Brain Res., 1977, 30: 13- 24.

183. Nashner L. M. **Organisation and programming of motor activity during posture control.** Prog. Brain Res., 1979, 50: 177- 184.
184. Nashner L. M., Shumway- Cook A., Marin O. **Stance posture control in select group of children with cerebral palsy: deficit in sensory organisation and muscular coordination.** Exp. Brain Res., 1983, 49: 393- 409.
185. Nashner L. M., Shupert C. L., Horak F. B. **Head- trunk coordination in the standing posture.** Prog. Brain Res., 1988, 76: 243- 251.
186. Nashner L. M., Woollacott M. **The organisation of rapid postural adjustments of standing humans: an experimental- conceptual model.** In: Talbott R. E., Humphrey D. R. (eds). Posture and movement. Raven Press, NY, 1979: 243- 257.
187. Nashner L.M. **Computerized dynamic posturography.** In: Joel A Goebel: Practical Management of Dizzy Patient. Lippicott Williams & Wilkins. 2001, Philadelphia pp.143-170.
188. Nasse T., Constantinescu D., Pacifici M., Menia A., Baron J. B. **Therapeutic and posturagraphic aspects of psychomotor disturbances accompanied by vertigo and postural problems.** Agressologie, 1979, 20C: 235- 236.
189. Nishiwaki, Y., Takebayashi, T., Imai, A., Yamamoto, M., Omae, K. **Difference by instructional set in stabilometry.** Jour Of Vest Res-Equilibrium and Orientation, 2000, 10 (3): 157-161.
190. Njiokiktjien C. **The influence of an auditory task on Romberg's test in healthy people and neurological patients.** Agressologie, 1973, 14D: 11- 19.
191. Njiokiktjien C., De Rijke W. **The recording of Romberg test and its application in neurology.** Agressologie, 1972, 13C: 1- 7.
192. Njiokiktjien C., De Rijke W., Dieker Van- Ophem, Voorhoeve- Coebergh O. **A possible contribution of stabilography to the differential diagnosis of cerebellar processes.** Agressologie, 1978, 19B: 87- 89.
193. Noda, M., Demura, S., Yamaji, S., Kitabayashi, T. **Influence of alcohol intake on the parameters evaluating the body center of foot pressure in a static upright posture.** Perceptual and Motor Skills, Jun, 2004, 98 (3): 873-887.
194. Nordahl SH, Aasen T, Dyrkorn BM et al. **Static stabilometry and repeated testing in a normal population.** Aviat Space Environ Med, 2000, 9(71):889-93.
195. Norre M. E. **Neurophysiology of vertigo with special reference to cervical vertigo.** Med. Physica, 1986, 9: 183- 194.
196. Norre M. E. **Can posturography contribute to the diagnosis of vertigo in patients where other tests fail to do so?** Acta otolaryngol (Stockh), 1994, 114(5): 465- 472.
197. Norre M. E. **Head extension effect in static posturography.** Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 1995, 104(7): 570- 573.
198. Norre M. E. **Posture in otoneurology.** Acta otolaryngol. Belg., 1990, 44 (2-3): 203.
199. Norre M. E. **Posture in otoneurology.** Acta otolaryngol. Belg., 1990, 44 (2-3): 253.
200. Norre M. E. **Posture in otoneurology.** Acta otolaryngol. Belg., 1990, 44 (2-3): 254.
201. Norre M. E. **Posture in otoneurology.** Acta otolaryngol. Belg., 1990, 44 (2-3): 263.
202. Norre M. E. **Posturography as a screening method in otoneurological diagnosis. Critical remarks.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V., Schlitter K. (eds). Vertigo, nausea tinnitus and hypoacusis in metabolic disorders. Excerpta medica, Amsterdam, 1988: 75- 78.
203. Norre M. E. **Sensory interaction posturography in patients with peripheral vestibular disorders.** Otolaryngol. Head Neck Surg., 1994, 110(3): 281- 287.
204. Norre M. E. **Vestibular patients examined by posturography: sensory interaction testing.** J. Otolaryngol., 1994, 23(6): 399- 405.

205. Norre M. E., Forez G., Stevens A., Beckers A. **Cervical vertigo diagnosed by posturography?** Preliminary report. *Acta otolaryngol Belg.*, 1987, 41: 574- 581.
206. Norre M. E., Forrez G., Beckers A. **Vestibular dysfunction causing instability in aged patients.** *Acta otolaryngol (Stockh)*, 1987, 104: 50- 55.
207. Norre M. E., Peeraer L. **Some remarks on statokinesimetric evaluation.** *Agressologie*, 1983, 24/2: 109.
208. Norre M. E., Stevens A. **Cervical vertigo: Diagnostic and semiological problems with special emphasis upon "cervical nystagmus".** *Acta otolaryngol Belg.*, 1987, 41: 436- 452.
209. Norre M. E., Stevens A. **Le nystagmus cervical et les troubles fonctionnels de la colonne cervicale.** *Acta otolaryngol Belg.*, 1976, 30: 457- 467.
210. Odqvist L. M. **The standing reaction.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V., Schlitter K. (eds). *Vertigo, nausea tinnitus and hypoacusis in metabolic disorders.* *Excepta medica*, Amsterdam, 1988: 103- 110.
211. Okubo J., Watanabe I., Ishida H., Kotaka. **Posture and gait in Meniere's disease.** In Bles W., Brandt T. (eds). *Disorders of posture and gait.* Elsevier, Amsterdam- NY- Oxford, 1986: 113- 126.
212. Oliviera L. F., Simpson D. M., Nadal J. **Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis.** *Physiol Meas*, 1996, Nov 17:4, 305- 12.
213. Paludetti G., Rosignoli M., Santarelli R. M. et al. **Considerations on analysis time duration in a posturographic study in normal subjects.** *Acta otolaryngol Ital.*, 1990, 10(4): 357- 369.
214. Paulus W. M., Straube A., Brandt T. **Visual stabilisation of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects.** *Brain*, 1984, 107: 1143- 1163.
215. Pompeiano O. **Neck and macular labyrinthine influences on the cervical spino-reticulo-cerebellar pathway.** *Prog. Brain Res.*, 1979, 50: 501- 514.
216. Pyykko I., Hansson G. A., Schalen L., Henricsson N. G. et al. **Vibration- induced body sway.** In: Claussen C. F. (ed). *Computer in der Neurootologie.* 1983, X:139- 155.
217. Pyykko I., Starck J., Scholz H. J., Meyer E. et al. **Evaluation of vestibular deficiency by posturography.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V. (eds). *Vertigo, nausea, tinnitus and hearing loss in cardio- vascular diseases.* *International Congress Series*, *Excepta medica*, Amsterdam, 1986: 363- 370.
218. Riach C. L., Hayes K. C. **Postural sway in young children.** In Igarashi M., Black F. O. (eds). *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium.* Karger, Basel, 1986: 232- 236.
219. Roberts T. D. M. **Neurophysiology of postural mechanisms.** 2nd edition. Butterworths, London, 1978.
220. Rossi, C. Alberti, A, Sarchielli, P et al. **Balance disorders in headache patients: evaluation by computerized static stabilometry.** *Acta Neurol Scan*, June, 2005, 111 (6): 407-413.
221. Rottembourg J. L. **Presentation du statokinesimetre ELA.** *Agressologie*, 1976, 17B: 77- 82.
222. Saling M., Coprdova I., Hruby M., Hlavacka F. **Quantitative evaluation of disorders of upright posture using stabilometry.** *Cesk Neurol Neurochir*, 1991, Jan 54:1 14- 21.
223. Sasaki O., Taguchi K. **A new evaluation of vestibular compensation.** *Auris Nasus Larynx*, 1994, 21(3): 143- 149.
224. Sasaki O., Gagey PM., Ouaknine AM., Martinerie J., Le Van Quyen M., Toupet M., L'Heritier A. **Nonlinear analysis of orthostatic posture in patients with vertigo or balance disorders.** *Neurosci Res.* 2001; 41(2):185-92.

- 225.Schneider D., Claussen C. F., Marcondes L. G., Patil N. P. **Typical CCG patterns in different dysequilibrium states.** In: Claussen C. F., Kirtane M. V., Schlitter K. (eds). *Vertigo, nausea tinnitus and hypoacusis in metabolic disorders.* Excerpta medica, Amsterdam, 1988: 91- 94.
- 226.Scott D. E., Dzendolet E. **Quantification of sway in standing humans.** *Agressologie*, 1972, 13B: 35- 40.
- 227.Sheldom J. H. **The effect of age on the control of sway.** *Geront. Clin.*, 1973, 5: 129- 138.
- 228.Shepard N. T., Telian S. A., Niparko J. K., Kemink J. L., Fujjata S. **Platform pressure test in identification of perilymphatic fistula.** *Am. J. Otol.*, 1992, 13(1): 49- 54.
- 229.Shotton J. C., Gresty M. G., Ludman H., Metcalfe T. **Clinical and stabilometric status following labyrinthectomy of vestibular nerve section for Meniere's disease.** *Clin Otolaryngol*, 1992, Aug 17:4, 332-6.
- 230.Silfverskiold B. P. **Romberg's test in the cerebellar syndrome occuring in chronic alcoholism.** *Acta Neurol. Scand.*, 1979, 45: 292- 302.
- 231.Silvestre- Tatay L., Cano- Cuenca B., Marco- Algarra J. **Static posturography: analysis of the area parameter in normal and abnormal subjects.** *Acta otolaryngol. Esp.*, 1996, 5- 6, 47(3): 199- 204.
- 232.Snijder C. J., Verduin M. **Stabilograph, an accurate instrument for sciences interested in postural equilibrium.** *Agressologie*, 1973, 14C: 15- 20.
- 233.Soames R. W., Atha J. **Antero- posterior and lateral sway in young man and women.** *Agressologie*, 1978, 19A: 13- 14.
- 234.Soames R. W., Atha J., Harding R. H. **Temporal changes in pattern on sway as reflected in power spectral density analysis.** *Agressologie*, 1976, 17B: 15- 20.
- 235.**SPSS for Windows.** Base system User's Guide. Release 6.0. SPSS Inc., Chikago, 1993.
- 236.Stampaccia G., D'Ascanio P., Horn E., Pompeiano O. **Gain regulation of the vestibulospinal reflex following mcroinjection of a b-adrenergic agonist and antagonist into the locus coeruleus and the dorsal pontine reticular formation.** *Adv. Otorhinolaryngol.*, 1988, 41: 134- 141.
- 237.Stockwell C. W. **Conceptual models of human postural control.** In Igarashi M., Black F. O. (eds). *Vestibular and visual control on posture and lokomotor equilibrium.* Karger, Basel, 1986: 22- 28.
- 238.Stockwell C. W. **Posturography.** *Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 1981, 89: 333- 335.
- 239.Strelets V., Efremov V., Korneev A. **Stabilisation of vertical posture during emotional stress.** *Agressologie*, 1979, 20B: 167- 168.
- 240.Stribley R. F., Albers J. W., Tourtelotte W. W., Cockrell J. L. **A quantitative study of stance in normal subjects.** *Arch Phys. Med. Rehabil.*, 1974, 55: 74- 80.
- 241.Sugano H., Takeya T., Kodaira N. **A new approach to the analysis of body movement.** *Agressologie*, 1972, 13B: 15- 19.
- 242.Taguchi K. **Characteristic of body sway in patients with peripheral vestibular disorders.** *Adv. Otorhinolaryngol.*, 1979, 25: 144- 148.
- 243.Taguchi K. **Relationship between the head's and the body's center of gravity during normal standing.** *Acta otolaryngol (Stockh)*, 1980, 90: 100- 105.
- 244.Taguchi K. **Spectral analysis of body sway.** *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.*, 1977, 39: 330- 337.
- 245.Taguchi K. **Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients.** *Agressologie*, 1978, 19B: 69- 70.

- 246.Taguchi K., Ishiyama M., Suzuki T. **Computer calculation of movement of body's center of gravity.** Acta otolaryngol (Stockh), 1978, 85: 420- 425.
- 247.Taguchi K., Kikukawa M., Goto A. et all. **Relationship between movements of the head and the center of gravity of the body in Meniere's disease.** Auris- Nasus- Larynx, 1986, 13 suppl. II: 161- 169.
- 248.Takemori S., Aiba T., Shiozawa R. **Gravity center and spontaneous nystagmus.** Agressologie, 1983, 24/2: 135- 139.
- 249.Tanaka H. **A study of feet position.** VIIIth International Symposium on posturography, Amsterdam, 12- 15 may, 1986, Abstracts, 1986: 13.
- 250.Terekhov Y. **Stabilometry and some aspects of its applications- a review.** Biomed. Eng., 1976, 11: 12- 15.
- 251.Terekhov Y. **Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine.** CMA Journal, 1976, 115: 631- 633.
- 252.Thyssen H. H., Brynskov J., Jansen E. **Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test.** Acta Neurol. Scand., 1982, 66: 100- 104.
- 253.Tianwu H., Watanabe Y., Asai M., Shimizu K. et all. **Effects of alcohol ingestion on vestibular function in postural control.** Acta otolaryngol (Stockh), 1995, Suppl. 519: 127- 131.
- 254.Timo H, Hirvonen M, Aalto H. **Postural control measured by visual feedback posturography.** ORL:Journal of ORL and its related specialties. May/June, 2002, 64, 3:186-90.
- 255.Tokita T., Maeda M., Miyata H. **The role of the labyrinth in standing posture regulation.** Acta otolaryngol (Stockh), 1981, 91: 521.
- 256.**Tokita T., Miyata H., Takagi K. **Analysis of standing posture in patients with bilateral loss of labyrinthine excitability.** Acta otolaryngol (Stockh), 1989, Suppl. 468: 191- 94.
- 257.Trnkwalder C., Straube A., Paulus W et all. **Potural imbalance: an early sign in HIV-1 infected patients.** Eur. Arch. Psycyiatry Clin. Neurosci., 1992, 241(5): 267- 272.
- 258.Tropp H., Odenrick P., Sandlund B., Odkvist L. M. **Stabilometry for studying postural control and compensation in vertigo of central and periferal origin.** Electromyogr Clin Neurophysiol., 1987, Mar 27:2, 77- 82.
- 259.Tsutsumiuchi K., Okubo J., Ishikawa, Ohgaki T., Watanabe I. **Stepping movement control and response- two dimensional analysis of dynamic control mechanisms.** Agressologie, 1983, 24/2: 115.
- 260.Uimonen S., Laitakari K., Bloigu R., Reinila M., Sorri M. **Static posturography and intravenous alcohol.** J. Vestib. Res., 1994, 4(4): 277- 283.
- 261.Uimonen S., Laitakari K., Bloigu R., Sorri M. **The repeatability of posturographic measurements and the effects of sleep deprivation.** J. Vestib. Res., 1994, 4(1): 29- 36.
- 262.Uimonen S., Laitakari K., Sorri M. **Does posturography differentiate malingerers from vertiginous patients?** J. Vestib. Res., 1995, 5(2): 117- 124.
- 263.Vankov A., Ganchev G. H., Koedjikova R. **Computerized system for posturographic research based on the ADA language for analysis of analogue signals.** Acta Physiol. Pharmacol. Bulg., 1990, 16(3): 69- 77.
- 264.Vivas J, Kentala E, Wall C. **Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficit.** Ann Otol Rhinol Laryngol, 2003, May, 112, 5:404-9.
- 265.Wang F., Liu C., Lian N. **Posturography classification and clinical application.** Chung. Hua. Erh. Pi. Chih., 1994, 29(5): 271- 273.

266. Watanabe I., Hattori Y., Fukuda T. **Automated graphical analysis of Fukuda's stepping test.** In Igarashi M., Black F. O. (eds). Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Karger, Basel, 1986: 80- 88.
267. Watanabe I., Okubo J., Kodaka S., Tsutsumiuchi K. **Body equilibrium and respiratory rhythm.** *Agressologie*, 1976, 17A: 45-50.
268. Williams W. J. **A system oriented evaluation of the role of joint receptors and other afferents in position and motion sense.** *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 1981: 23- 77.
269. Wober C., Oder W., Colleger H. et al. **Posturographic measurement of body sway in survivors of severe closed head injury.** *Arch. Phys. Med. Reh.*, 1993, 74(11): 1151- 1156.
270. Woodhull McNeal A. P. **Changes in posture and balance with age.** *Aging- Milano*, 1992, 4(3): 219- 225.
271. Woollacott M. **Systems contributing to balance disorders in older adults.** *Jurn of Gerontol*, 2000, Aug, 55A, 8:424-28.
272. Wooley S. M., Rubin A. M., Kantner R. M., Armstrong C. W. **Differentiation of balance deficit through examination of selected components of static stabilometry.** *J Otolaryngol*, 1993, Okt 22: 5368-75.
273. Yabe I., Sasaki H., Yamashita I., Takei A., Tashiro K. **Clinical trial of acetazolamide in SCA6, with assessment using the Ataxia Rating Scale and body stabilometry.** *Acta Neurol Scand.* 2001; 104(1):44-7.
274. Yabe I., Matsushima M., Soma H., Basri R., Sasaki H. **Usefulness of the Scale for Assessment and Rating of Ataxia (SARA).** *J Neurol Sci.* 2008; 266(1-2):164-6.
275. Yagi K. **Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (second report- pattern recognition of a stabilogram).** *Nippon Jibiinkoko Gakkai Kaiho*, 1989, Jun 92: 6909- 22.
276. Yagi K. **Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report- age related factors).** *Nippon Jibiinkoko Gakkai Kaiho*, 1989, Jun 92: 899- 908.
277. Yardley L., Lerwill H., Hall M., Gresty M. **Visual destabilisation of posture in normal subjects.** *Acta otolaryngol (Stockh)*, 1992, 112(1): 14- 21.
278. Yoneda S. **Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular diseases.** *Acta otolaryngol (Stockh)*, 1986, 102(1-2): 87- 92.
279. Zikmund V. I., Balla J. **The effect of directional optic stimuli on body gravity centre projection in standing man.** *Agressologie*, 1973, 14B: 71- 77.