

МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ

ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА

КАТЕДРА ПО ОРТОДОНТИЯ

Ръководител: Проф. д-р Лаура Стефанова Андреева-Гургуриева, дм

Д-р Владимир Иванов Богданов

**ВРЪЗКА МЕЖДУ МУСКУЛНАТА АКТИВНОСТ НА
M. MASSETER И M. TEMPORALIS И ПОКАЗАТЕЛИ НА
КРАНИОФАЦИАЛНАТА МОРФОЛОГИЯ**

**Дисертационен труд за присъждане на
образователната и научна степен „Доктор“**

**Научна специалност:
Ортопедична стоматология**

**Научен ръководител:
Проф. д-р Лаура Стефанова Андреева-Гургуриева, дм**

София, 2017 г.

СЪДЪРЖАНИЕ

СПИСЪК НА СЪКРАЩЕНИЯТА.....	5
I. ВЪВЕДЕНИЕ.....	6
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР	9
II.1. АНАТОМИЯ И ФИЗИОЛОГИЯ НА ДЪВКАТЕЛНИТЕ МУСКУЛИ. ЛИЦЕВ ТИП, ОПРЕДЕЛЕН ПОСРЕДСТВОМ ПРОФИЛНА ТЕЛЕРЕНТГЕНОГРАФИЯ	
II.1.1. Анатомия и физиология на дъвкателните мускули	9
II.1.2. Взаимовръзка между краниофациалната морфология и дъвкателните мускули.....	13
II.1.3. Напречно сечение на дъвкателните мускули и лицева морфология.....	18
II.1.4. Причинно-следствена връзка между функцията на лицевите мускули и краниофациалната морфология.....	24
II.1.5. Лицев тип, определен посредством профилна телерентгенография	26
II.2. ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЯТА КАТО ДИАГНОСТИЧЕН ИНСТРУМЕНТ	
II.2.1. Исторически данни и същност на методиката.....	26
II.2.2. Видове ЕМГ. Повърхностна електромиография (Surface Electromyography, sEMG).....	29
II.2.3. Предимства и недостатъци на метода.	33
II.2.4. Тестове за оценка на мускулна активност.....	34
II.2.5. Възпроизводимост на ЕМГ изследванията.....	36
II. 3. ЕМГ НА ДЪВКАТЕЛНАТА МУСКУЛАТУРА. ДЪВКАТЕЛНА СИЛА.	
II.3.1. Взаимовръзка между лицев тип и ЕМГ.	39

II.3.2. Взаимовръзка ЕМГ/дъвкателна сила.....	40
II.3.3. Оклузална стабилност и дъвкателна сила.....	42
II.3.4. Фактори, повлияващи електрическата активност на дъвкателните мускули.....	45
II.3.4.1 Влияние на пола (полови различия).....	45
II.3.4.2. Влияние на възрастта	46
II.3.4.3. Денонощни колебания.....	46
II.4. ЕМГ В ДЕНТАЛНАТА МЕДИЦИНА	47
II.4.1. Повърхностна ЕМГ в диагностицирането и лечението на пациенти с темпоромандибуларна дисфункция (ТМД).....	50
II.4.2. ЕМГ и оценка на ефективността от лечението на ТМД.....	53
II.4.3. ЕМГ при пациенти с малоклузии.....	53
II.4.4. Повърхностна ЕМГ при ортодонтско лечение.....	55
II.4.5. ЕМГ и оценка на ортодонтско-хирургично лечение.....	59
II.5. Дъвкателна сила	60
II.6. Заключение от литературния обзор	70
III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ	73
IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ	74
IV.1. Материал	74
IV.2. Методи	76
V. РЕЗУЛТАТИ	
V.1. Резултати по задача 1	90
V.2. Резултати по задача 2	98
V.3. Резултати по задача 3	112

V.4. Резултати по задача 4	114
V.5. Резултати по задача 5	147
VI. ОБСЪЖДАНЕ	
VI.1. Обсъждане на резултати по задача 1	151
VI.2. Обсъждане на резултати по задача 2	156
VI.3. Обсъждане на резултати по задача 3	161
VI.4. Обсъждане на резултати по задача 4	162
VI.5. Обсъждане на резултати по задача 5	166
VII. ЗАКЛЮЧЕНИЯ	169
VIII. ИЗВОДИ	175
IX. БИБЛИОГРАФИЯ	176
X. ПРИЛОЖЕНИЯ	196
XI. АВТОБИОГРАФИЯ	197

СПИСЪК НА СЪКРАЩЕНИЯТА

sEMG – повърхностна електромиография

ЕМГ, EMG – електромиография, електромиографски потенциали

МЕ – моторна единица/единици

ДЕ – двигателна единица

MVC - волево стискане със зъби с максимална сила (maximal voluntary clench)

MVBF – максимална сила на ухапката, постигната при волева контракция (maximal voluntary biting force)

ДЧ – долна челюст

ТМС – темпоро-мандибуларна става

ТМД – темпоро-мандибуларна дисфункция

ТМН - темпоро-мандибуларни нарушения

dt max – десен m. temporalis, максимална стойност

dt mean – десен m. temporalis, средна стойност

dm max – десен m. masseter, максимална стойност

dm mean – десен m. masseter, средна стойност

lt max – ляв m. temporalis, максимална стойност

lt mean – ляв m. temporalis, средна стойност

lm max – ляв m. masseter, максимална стойност

lm mean – ляв m. masseter, средна стойност

ГДМ, GDM – гнатодинамометрия; дъвкателна сила; сила на стискане

ГДМ1 (GDM1) – максимална сила на стискане

ГДМ1/3 (GDM1/3) - сила на стискане с 1/3 от максималната

ГДМ2/3 (GDM2/3) - сила на стискане с 2/3 от максималната

Mean – средна стойност на съкращението (при ЕМГ)

I. ВЪВЕДЕНИЕ

Изготвянето на добър лечебен план в ортодонтията изисква задълбочено познаване и разбиране на физиологията на дъвкателните мускули и техните взаимовръзки с различните лицеви типове. Поради тази причина отдавна представлява интерес изучаването на мускулната активност и на дъвкателната сила и потенциалната им роля за развитието на дъвкателния комплекс. Много изследвания показват, че съществува зависимост между лицев тип и мускулна сила. Лечебните подходи в денталната медицина целят нормализиране както на основните функции на дъвкателния апарат, така и възстановяване на морфологичните съотношения с цел по-добра естетика.

През 60-те години на миналия век Moss M.L. представя теорията си за „функционалната матрица“, която през 90-те преразглежда и осъвременява. Според теорията му хрущялите на мандибуларния кондил и на носния септум не детерминират костния растеж, за разлика от дългите кости, при които растежният потенциал е в епифизарния хрущял. Moss счита, че лицевият растеж е в отговор на функционалните нужди на областта, както и на невротропно влияние и се осъществява с посредничеството на меките тъкани, част от които са и мускулите. С нарастването на меките тъкани нарастват и костите и хрущялите.

В ортодонтията се използват редица диагностични методи като цефалометрия, гнатодинамометрия, електромиография.

През 1931 година Broadbent B.H. въвежда цефалометрията и тя става един от важните методи за изследване в ортодонтията. Анализът на профилната телерентгенография води до по-точна и пълна диагноза, по-ефективно лечение на пациентите, а също така дава възможност за отчитане на резултата от лечението. Този метод дава възможност и за определяне на лицевия тип (хиподивергентен, нормодивергентен и

хипердивергентен). Съществува хипотеза, че мускулите в краниофациалната област допринасят за крайното оформяне на лицето. (88).

ЕМГ е метод за отчитане на електрическата активност на мускула, който дава информация за физиологичните процеси по време на контракция. Изследването на ЕМГ активността на повърхностните дъвкателни мускули е подходящ за изследване метод, тъй като потенциалите се отвеждат директно от кожната проекция на мускулните коремчета посредством безболезнена, безвредна и неинвазивна процедура.

В ортодонтията повърхностна електромиография се използва за оценка на влиянието на оклузията върху невромускулното равновесие на зъбно-челюстната система и за оценка на ортодонтското лечение от функционална гледна точка. Moyers RE., (134) за първи път прилага ЕМГ на дъвкателни мускули и изследва мускулната активност на ортодонтски пациенти. По-късно Møller E. (130) и Ahlgren J. (14) използват ЕМГ при оценка на дъвченето и отбелязват взаимовръзката между ЕМГ и краниофациалната морфология. Впоследствие Jankelson B. (94) предлага концепцията за нервно-мускулния подход в денталната медицина.

Видът на взаимовръзката между електромиографската активност на дъвкателните мускули и силата на захвапката е обект на изследване от много автори, като повечето отчитат зависимост между двете (108, 195-197).

Тези данни насочиха много изследователи към използването на ЕМГ както при фундаментални научни, така и при клинични изследвания.

Приложението на изброените методи служи за изясняване на важни за денталната медицина и в частност за ортодонтията въпроси като: каква е мускулната активност на дъвкателните мускули в норма и патология; какви са дъвкателните сили при различен тип скелетен растеж; има ли

корелация между електромиографската активност на дъвкателните мускули и дъвкателната сила.

Значението на мускулната активност е особено важна за ортодонта в два аспекта. Първият е морфологичен – кой от двата повърхностни дъвкателни мускула превалява. Вторият е клиничен – каква е връзката между мускулната активност, дъвкателната сила и лицевия тип, и каква е връзката с клиничната практика.

Въпреки големия брой проучвания по изброените въпроси данните не винаги са еднопосочни и ни насочиха да търсим отговори с тази научна разработка.

II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

II.1. АНАТОМИЯ И ФИЗИОЛОГИЯ НА ДЪВКАТЕЛНИТЕ МУСКУЛИ. ЛИЦЕВ ТИП, ОПРЕДЕЛЕН ПОСРЕДСТВОМ ПРОФИЛНА ТЕЛЕРЕНТГЕНОГРАФИЯ

II.1.1. Анатомия и физиология на дъвкателните мускули

Мускулатурата в краниофациалната област има водеща роля при определянето на хоризонталното и вертикално положение на зъбите. Има значение също така за вертикалния размер на лицевия скелет, формата на зъбната дъга, оклузията и отклоненията в оклузията, орофациалната болка, усмивката. Ако функционалната активност на мускулите не бъде взета предвид при корекция във формата на зъбната дъга, възстановителни процедури, протезиране, имплантология, ортодонтско лечение и лицево-челюстна хирургия резултатът от лечението ще бъде непредсказуем (56).

Към групата на дъвкателните мускули се отнасят четири мускула: същинският дъвкателен мускул – *m. masseter*, слепоочният мускул – *m. temporalis*, и двата криловидни мускула: латерален – *m. pterygoideus lateralis* и медиален – *m. pterygoideus medialis*. Тези мускули произлизат от първата фарингеална (хрилна) дъга и се инервират от моторния клон на петия черепномозъчен нерв – *N. trigeminus*, чиято моторна част преминава изцяло в *n. mandibularis*. Ядрата на нерва се намират във Варолиевия мост. Алфамотоневроните за мускулатурата на главата са разположени в двигателните ядра на черепномозъчните нерви. Дъвкателните мускули изпълняват функцията си благодарение на опората в ТМС (7).

M. masseter (MM) (Фиг.1) при нормални условия е много силен мускул, участващ както при дъвчене, така и при стабилизация на долна челюст (ДЧ) при преглъщане.

Той е мускул с правоъгълна форма, който започва от зигоматичната дъга и продължава надолу към външната част на ръба на долната челюст. Залавното му място се простира от втория молар дистално до ъгъла на долната челюст. Състои се от две части (глави): повърхностна, съставена от мускулни влакна с посока надолу и леко назад и дълбоко разположена - с предимно вертикални влакна.

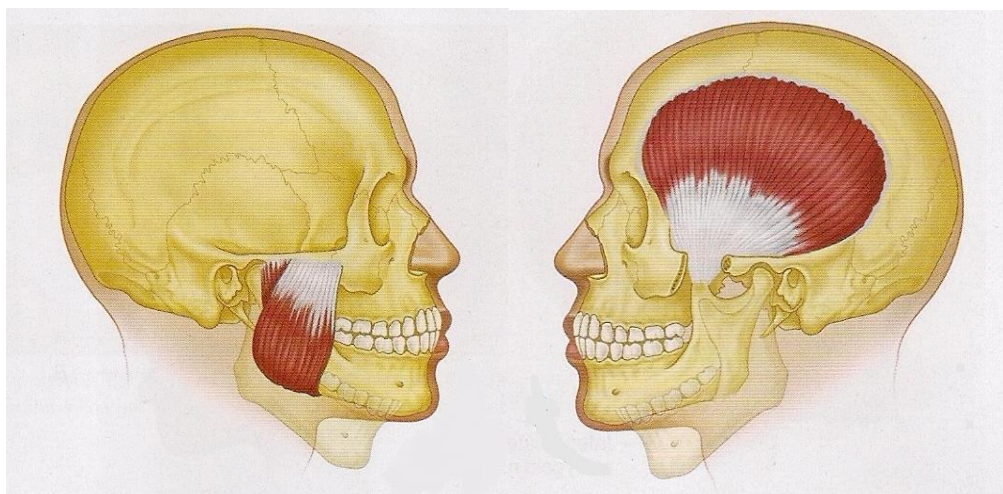
С контрахирането на мускула, долната челюст се повдига и зъбите влизат в контакт. Мускулът развива сила, необходима за ефективно дъвчене. При долна челюст в протрудирано положение и упражнена дъвкателна сила влакната от дълбоката част на *m. masseter* стабилизират кондила към ставния тубекул (141). Инервира се от *n. massetericus* (7).

M. temporalis (MT) (Фиг. 1) е голям ветрилообразен мускул, започващ от *fossa temporalis* и страничната повърхност на черепа. След като се съберат мускулните влакна оформят сухожилие, преминаващо между зигоматичната дъга и черепа, което се прикрепва за мускулния израстък и предния ръб на клона на долната челюст. Разделя се на три части, според посоката на мускулните влакна и функцията. Предната част е съставена от влакна с предимно вертикален ход. Средната част е от коси влакна с наклон напред и надолу (диагонален ход). Задната част е с почти хоризонтални влакна, минаващи над ухото. Преходът от вертикални към хоризонтални влакна е постепенен. Мускулът е прикрепен към *processus coronoideus mandibulae*, посредством централно сухожилие, започващо високо в предната му част. Мускулните влакна започват от периоста на темпоралната кост.

Когато се контрахира, темпоралният мускул повдига долната челюст и довежда зъбите до контакт. Ако се съкратят само отделни части на мускула, долната челюст се движи в посока на активираните мускулни фибри. Когато се контрахира предната част, долната челюст се повдига

вертикално. Контракцията на средната част на мускула ретрудира и повдига челюстта. Функцията на задната част на мускула е до известна степен противоречива. Въпреки, че контракцията би довела до ретрудиране на мандибулата, важните фибри са тези под нивото на корена на *processus zygomaticus* и тяхната контракция води до повдигане на челюстта и по-лека ретрузия. Поради различната ориентация на мускулните фибри, темпоралният мускул е способен да координира движенията на затваряне на челюстта. Следователно това е мускул, позициониращ долната челюст (141).

Инервира се от nn. *Temporalis profundi* (7).



Фиг.1 *M. masseter* и *m. temporalis* (по Okeson, J. 2013)

M. pterygoideus lateralis – разполага се от медиалната страна на клона на долната челюст, като има почти хоризонтално положение. Има две глави: горна и долна. Горната започва от *crista infratemporalis* на голямото крило на клиновидната кост, а долната от *lamina lateralis processus pterygoidei*. Двете глави се насочват назад, конвергират и се залавят за шийката на долната челюст. Горната глава се залавя предимно за ставната капсула и за *discus articularis*, а долната глава предимно за *fovea pterygoidea* на *collum mandibulae*. При двустранно съкращение долната

челюст се придвижва напред, а при едностранно съкращение тя се отклонява към срещуположната страна. Инервира се от n. pterygoideus lateralis.

M. pterygoideus medialis се разполага по медиалната повърхност на ramus mandibulae, във fossa infratemporalis. Дебелината му е около 2 см, а посоката на влакната е като на m. masseter. По ръба на долночелюстния ъгъл се свързва със сухожилните влакна на m. masseter. Така двата мускула образуват примка около angulus mandibulae. Започва от fossa pterygoidea и и долната част на външната повърхност на латералната пластинка на криловидния израстък, както и от малък участък от facies infratemporalis на клиновидната кост. Залавя се за tuberosita pterygoidea по медиалната повърхност на angulus mandibulae. Основната му функция е затваряне на устата. Инервира се от n. pterygoideus medialis (7).

Действие на дъвкателните мускули.

Задачата на дъвкателните мускули е да движат долната челюст при дъвчене, говорене и други функции.

Повдигането на долната челюст – захващането се осъществява от съкращаването на m. temporalis, m. masseter и m. pterygoideus medialis.

Смъкването на долната челюст – отварянето на устата се осъществява главно от m. pterygoideus lateralis. Това движение се подпомага от мускулите на пода на устната кухина – m. mylohyoideus, m. geniohyoideus и venter anterior m. digastrici, след като подезичната кост е фиксирана от долните подезични мускули. Тежестта на долната челюст също подпомага отварянето на устата (7).

Придвижването на долната челюст напред се осъществява от m. pterygoideus lateralis. Помощно действие имат повърхностните влакна на m. masseter и m. pterygoideus medialis.

Придвижване на долната челюст настрани се осъществява от съкращението на *m. pterygoideus lateralis* едностранно. Придвижването на долната челюст назад се осъществява от задните части на *m. temporalis* (7).

II.1.2. Взаимовръзка между краниофациалната морфология и дъвкателните мускули

Мускулатурата повлиява скелетния растеж по два начина. Първо, развитието на костта на залавното място на мускула зависи пряко от функционирането му, и на второ място мускулатурата е част от мекотъканната матрица, чийто растеж стимулира растежа на челюстите напред и надолу.

При загуба на част от мускулатурата при подрастващи, каквато се среща при увреждане на моторния нерв, настъпва недоразвитие както на костите и меките тъкани така и на съответната част на лицето,.

Прекалената контракция на мускулите може да ограничи растежа, по същия механизъм, както цикатрикс след нараняване. Този ефект е най-манифестен при тортиколис, дължащ се на прекомерна тонична контракция на шийните мускули (обикновено *m. sternocleidomastoideus*), водеща до лицева асиметрия, поради забавяне на растежа от засегнатата страна. (152).

Обратното състояние на значително намаляване на тонуса (напр. при мускулна дистрофия или някои форми на церебрална парализа и различни синдроми, включващи мускулна слабост) водят до системно стоене с отворена уста. Като резултат настъпва увеличение на предната лицева височина, отклонения в лицевите пропорции и формата на долната челюст, прорастване на задните зъби, стесняване на горната челюст и предна отворена захапка (152).

Постнаталният растеж на мандибулата у човека се характеризира с големи вариации, които оказват голямо въздействие върху вертикалните и сагиталните размери на краниофациалния комплекс. Цефалометричният анализ е показал, че тези вариации са тясно свързани с големината и посоката на растеж на мандибуларните кондили, големината на възходящия клон и на долночелюстния ъгъл които също варират значително. Нарастването на кондилите повече във вертикална или хоризонтална посока, различията в големината на възходящия клон и долночелюстния ъгъл водят до клинично категоризиране на краниофациалната морфология като синдром на късото лице (short face) и съответно на дългото лице (long face).

Изясняване на причините за силното нарастване на лицето във вертикална посока е от особено значение, поради трудното постигане и задържане на ефекта от ортодонтското лечение и ортогнатната хирургия за подобряване на лицевия профил и оклузията при пациенти с дълго лице. Все още няма постигната яснота относно значението на наследствените фактори и тези на околната среда при пациенти с дълго лице. Все повече данни сочат, че генетичната компонента е доминираща при индивиди с хипердивергентен тип в сравнение с такива с хиподивергентен тип. (29, 107).

Някои изследвания сочат, че индивидите с дълго лице са със значително намалена дъвкателна сила и намалена електромиографска активност на дъвкателните мускули, сравнени с нормалните или тези с късо лице. Същевременно при тях мускулите, отварящи долната челюст са с по-голяма сила. (31, 173).

Наблюдаваната взаимовръзка между индиректно измерената сила на дъвкателната мускулатура (ЕМГ) и лицевия тип не дава достатъчно информация относно причинно-следствената връзка със силата на

дъвкателните мускули. Подобна информация дават експериментални проучвания. За да се изследва ролята на *m. masseter* за костния растеж при експериментални животни се намалява функционалната активност на мускула посредством следните модели: резекция на мускула, денервация на мускула, или хранене с храна с мека консистенция. Приложените въздействия оказват влияние върху лицево-челюстният растеж. (100).

Взаимовръзката на дъвкателната мускулатура с лицевия тип може да бъде изследвана посредством електромиография (ЕМГ) (75), ултразвук (26,), ядрено-магнитен резонанс (155) и директно измерване на силата на захапката чрез датчици между зъбите (36).

Лицева морфология и сила на захапката

Силата на захапката при възрастни с хипердивергентен тип е по-ниска в сравнение с възрастни индивиди с хиподивергентен тип (161, 154, 168, 89). Електромиографските изследвания на дъвкателните мускули показват по-ниска активност при хипердивергентните възрастни индивиди (130, 24). По-ниската дъвкателна активност при тези индивиди е в синхрон с намалената дебелина и обем на тяхната дъвкателна мускулатура, установена посредством ултрасонография (98,21), компютърна томография (210, 76) и ЯМР (206).

Ingervall В. и С. Minder (90) изследват 54 момчета на възраст 8-16г. и 66 момичета от 7-17 години. Авторите измерват силата на захапката в областта на първите постоянни молари и анализират краниофациалната морфология на профилна телерентгенография. Откриват, че при момичета големината на максималната сила на захапката корелира отрицателно със стойностите на ъглите, определящи ротацията на долната челюст, големината на гониалния ъгъл, големината на съотношението задна/предна

лицева височина, и отчитат обратните зависимости при малка максимална оклузална сила. Тези корелации не се наблюдават или са слаби при момчета. Получените резултати потвърждават изследванията на Charalampidou M., et al. (50), който открива подобна зависимост само при момичета.

При долихофациални индивиди при максимално стискане със зъби се установява значително по-малка сила на захапката, отколкото при мезо- и брахифациални (89, 153). Това предполага наличие на корелация между дъвкателната сила и лицевата морфология. Тези твърдения подкрепят теорията, че формата на лицето частично зависи от силата на дъвкателните мускули (100). Helkimo E., (80) открива при възрастни, че слабата мускулатура предполага по-голяма вариабилност по отношение на лицевата морфология, отколкото по-силната. Следователно, според Kiliaridis S., (101, 102), силните мускули са по-определящи за лицевата морфология, докато слабата мускулатура не я повлиява в такава степен. При хора със слаба мускулатура вариациите на лицевата морфология са големи, и може да са с характеристиките на мезо- или долихоцефален тип.

При изследване, проведено върху 10 млади индивида без оплаквания Ferrario V.F., et al. (69) отчита електромиографската активност при максимална сила на захапката в централна оклузия и впоследствие се правят още четири отчитания при субмаксимална сила с помощта на датчици двустранно между зъбите. Успоредно с това се отчитат и ЕМГ потенциалите от *m. masseter* и *m. temporalis*. Изследва се корелационната зависимост между максималните стойности на силата и електромиографските данни. За всеки от изследваните се прави линейна регресия между ЕМГ стойностите и отчетената сила с датчиците между зъбите, която авторът определя като субмаксимална. На базата само на

ЕМГ потенциалите, получени при максималната сила на захвапката, без датчици между зъбите е определяна максималната сила. Авторите откриват линейно съотношение между силата и ЕМГ потенциалите ($p < 0,01$) (69).

Оклузалните сили могат да бъдат измерени директно между зъбите с помощта на подходящ датчик, поставен между тях. Измерванията *in vivo* потвърждават резултатите от теоретичните модели, че силата на захвапката варира в зависимост от областта на зъбната дъга. Най-силна е при моларите и премоларите, по-слаба при канините и най-слаба при резците. Находката е потвърдена и от изследвания на Н. Апостолов, (2). От изследвания, направени върху пациенти с естествено съзъбие, авторът стига до изводите, че максималната сила на захвапката при мъжете е значително по-висока, в сравнение с тази на жените. До същия извод достигат и редица други автори (23, 60,144). Апостолов установява, че във фронталния участък максималната сила на захвапката при жените е средно 97 N, а при мъжете 138 N. За сравнение, според Osborne J. W. et al.,(144) максималната сила на захвапката във фронталната област при мъжете е около 190 N и 50 N при жените. В моларните области максималната сила на захвапката при жените е средно 218 N, а при мъжете 355 N. Според Dean J. S. et al. (60) тези стойности са максимално 490 N при мъжете и 402 N при жените в моларната област. Според Bakke M. et al. (23) тези стойности са още по-високи – 522 N при мъжете и 411 N при жените.

Установено е, че при пациенти с естествено съзъбие максималната сила на захвапката е с най-високи стойности при третото измерване – средно 115 N във фронталния участък и около 285 N в моларните участъци. При първо измерване тези стойности са 113 N за фронталния участък и около 270 N за моларните участъци. При второ измерване се

наблюдава леко покачване на стойностите. Същата закономерност се наблюдава и при пациентите с цели протези) (2).

Директният метод на отчитане на силата е подходящ за изследване на субмаксимални сили, но има недостатъци при отчитане на максималната сила на ухапката; вероятност от фрактура на зъб, болка, дискомфорт и страх, възпрепятстващи максималната контракция, както и технически ограничения на инструмента (35).

Алтернативен метод за отчитане на силата на ухапката е използването на други физиологични променливи, функционално свързани със силата на ухапката. ЕМГ активността на повърхностните дъвкателни мускули е най-подходяща за случая – потенциалите могат да бъдат директно отведени от кожната проекция на мускулните коремчета при безболезнена, безвредна и неинвазивна процедура. Единственият риск е от фрактура на твърди зъбни тъкани при максимална контракция на дъвкателната мускулатура.

Силата на ухапката може да бъде индиректно пресметната, ако се изведе зависимост ЕМГ потенциали/сила. Предишни изследвания показват почти линейна зависимост ЕМГ потенциали/сила особено при субмаксимално ниво. (19, 192, 124, 151).

II.1.3. Напречно сечение на дъвкателните мускули и лицева морфология

Дъвкателният натиск, който осъществяват тези сравнително малки мускули е много голям, и това се дължи на факта, че те имат голямо физиологично напречно сечение. Мускулите, които осъществяват ухапването (*m. temporalis*, *m. masseter* и *m. pterygoideus medialis*) имат

двустранно общо напречно сечение от около 40 см² и силата, която развиват е около 240 кг. При приближаване на зъбните редици една към друга силата на мускулите се увеличава. След като тези редици се допрат една до друга, мускулите осъществяват допълнителна сила, за да се осъществи дъвкателният натиск (7).

Много автори описват взаимовръзката между сечението на дъвкателните мускули и лицевата морфология (206, 210, 98,155, 156). Общото в резултатите е, че *m. masseter* и *m. pterygoideus medialis* имат по-голямо сечение при хора с къса предна лицева височина и малък гониален ъгъл.

Charalampidou M., et al. (50) изследват 72 деца на (36 момичета и 36 момчета на възраст 8,5-9,5 години), с различни малоклузии, нелекувани ортодонтски. Измерването на дебелината на *m. masseter* посредством ултрасонография двустранно в състояние на покой и максимална контракция показва, че средната дебелина на *m. masseter* е статистически значимо по-голяма при индивидите от мъжки пол ($p < 0.05$). Авторите установяват негативна корелация между дебелината на *m. masseter* и интермаксиларния ъгъл ($\angle M/SpP$) само при момичета и предполагат, че при момчетата влиянието на *m. masseter* върху вертикалната лицева морфология е по-изразено.

Определящо за максималната сила на мускулите се оказва и напречното им сечение (139). Установена е значима положителна корелация между сечението на *m. masseter* и *m. pterygoideus medialis* и максималната дъвкателна сила, отчетена при моларите (21).

Van Spronsen (206) обаче при изследване на 32 мъже не открива корелация между сечението на гореспоменатите мускули изследвано с магнитен резонанс и предната и задна лицева височина.

Постнаталният растеж на долната челюст е силно вариабилен, той определя вертикалните и сагитални размери на краниофациалния комплекс. Цефалометричният анализ е показал, че тези размери са пряко свързани с размера и посоката на растеж на мандибуларните кондили (30).

Кондиларният растеж може да варира от вертикална до хоризонтална посока. Вертикалният растеж води до краниофациална морфология, разпознаваема клинично и наричана синдром на късото лице, свързана с хиподивергентен лицев тип (143). По-хоризонталната посока на растеж на мандибуларният кондил е характеристика на синдрома на дългото лице, свързана с хипердивергентния лицев тип (171).

Както генетични, така и фактори на средата имат отношение към оформянето на хипердивергентният тип на растеж. Генетичната компонента е много силно застъпена според Vjörk A. (29) и Kohn L. (107). Това е подкрепено и от други автори, които при изследвания на близнаци откриват, че вертикалните краниофациални размери (височина на лицето) се унаследяват значително в по-голяма степен от хоризонталните (ширина на лицето) (121, 120, 122, 170, 42).

Влиянието на факторите на средата е установено при много изследвания на дъвкателната мускулатура и вертикалните размери на лицевия скелет. Индивидите с хипердивергентен тип са със значително намалена максимална дъвкателна сила (168, 160, 89, 153, 35, 32), както и намалена ЕМГ активност на дъвкателната мускулатура в сравнение с индивиди с хипо- или нормодивергентен лицев тип (15, 130, 91, 119, 91, 198, 199, 173.). Друга находка, свързана с хипердивергентния тип са силните мускули, отговарящи за отварянето на устата (31, 204).

На базата на тези физиологични находки се приема, че слабите дъвкателни мускули – затварячи, са ключов фактор за оформяне на

хипердивергентния тип, тъй като е намалено нормалното ограничаване на вертикалния растеж (148).

Ingervall B., et al. (88) и Parks L., et al. (147) при подрастващи с хипердивергентен тип изследват ефекта от проведени упражнения за повишаване на силата на дъвкателните мускули. Установяват значимо повишение на максималната дъвкателна сила и минимална промяна в посоката на растеж на долната челюст – средно 1° полезна предна ротация.

Van Spronsen, (203) изследва 54 мъже (за да се избегне половият диморфизъм) със завършен растеж и без оплаквания от темпоромандибуларната става. От тях хипердивергентни са 14; нормодивергентни 31 и хиподивергентни 9. Посредством ядрено-магнитен резонанс се отчита напречното сечение на *mm. masseter, temporalis, pterygoideus medialis* и *digastricus*.

При хиподивергентните индивиди *m. masseter* и *m. pterygoideus medialis* са с приблизително два пъти по-голямо напречно сечение, отколкото при хипердивергентните индивиди. Вариациите на *m. digastricus* са по-слабо изразени, в рамките на около 6 %. При *m. temporalis* се открива с 30% по-голямо напречно сечение при хиподивергентни индивиди. (203).

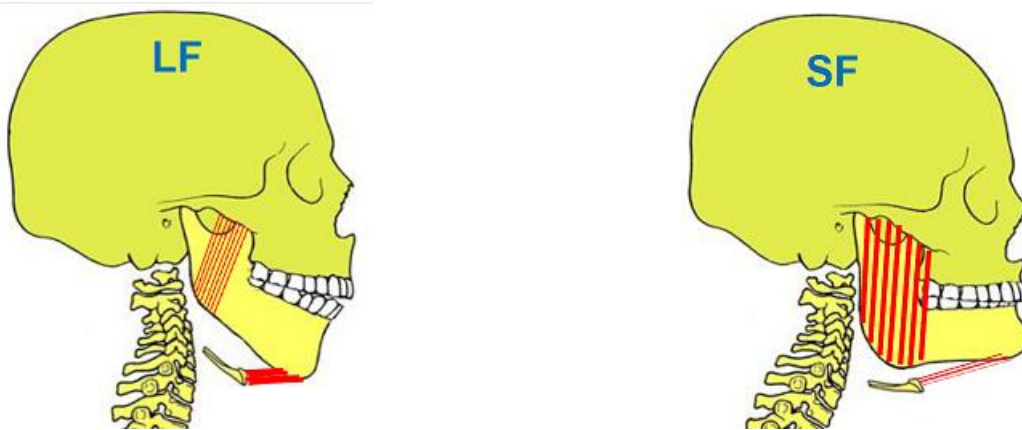
И при трите групи по отношение на напречното сечение на мускулите резултатите са сходни: *m. temporalis* е с най-голямо, последван от *m. masseter* и *m. pterygoideus medialis* с най-малко напречно сечение.

При междугруповото сравнение авторът установява, че напречното сечение на мускулите е обратнопропорционално при хипер- и хиподивергентните индивиди: *m. temporalis* и *m. pterygoideus medialis* са с 0.2 cm^2 по-малки при хипердивергенти и с 0.2 cm^2 по-големи при хиподивергенти, а *m. masseter* е респективно с $0,3 \text{ cm}^2$ по-голям при

хиподивергентни индивиди. Тези данни сочат, че *m. masseter* е най-силно свързан с вариациите във вертикална посока на лицевия скелет. (203).

При хипер- и нормодивергентни деца максималната сила на захватката е почти еднаква (15, 128), докато при хипердивергентните възрастни големината на силата е достоверно по-малка. Нарастването на дъвкателната сила при вертикалния лицев тип изостава по време на растежа и развитието, в сравнение с индивидите с нормален растеж. Тъй като белезите на хипердивергентния тип се проявяват преди разликите в дъвкателната сила да са налице, това дава основание да се заключи, че по-малките сили са по-скоро резултат, отколкото причина за състоянието (153).

Хипо- и хипердивергентният тип на растеж се проявяват рано в развитието на организма (137, 28, 138) и морфологичните промени се проявяват преди дъвкателната сила да е намалена. Следователно твърдението, че намалената сила на мускулите е детерминираща за развитието трябва да се преразгледа.



Фиг. 2. Разлики в мускулите при различните типове на растеж. LF – (long face) хипердивергентен тип със слаби *m. masseter* и силни отварячи. SF – (short face) хиподивергентен тип с развити *m. masseter* и слаби мускули отварячи. (по Van Spronsen, 2016)

Възможно е децата с вертикален тип на растеж (силно генетично предопределен) благодарение на скелетната морфология да имат по-слаба дъвкателна мускулатура. Тези деца развиват вторични адаптивни промени в дъвкателния апарат, водещи до пълна експресия на белезите на вертикалния растеж (203).

С помощта на ЯМР се сравнява анатомията на дъвкателния апарат на хипо- нормо- и хипердивергентни индивиди. Прави се оценка на мускулите-затварячи, отварячи, напречното сечение на тялото на долната челюст и ТМС (204) (Фиг. 2).

Установява се, че *m. masseter* и *m. pterygoideus lateralis* са с най-малко напречно сечение при хипердивергентните индивиди и с най-голямо при хиподивергентните. Разликата между трите групи е достоверна (204).

Наклонът на *m. masseter* се различава значително при трите групи. Докато при хоризонталния тип на растеж е вертикален (средно $8,2^\circ$ спрямо вертикалната линия), при нормодивергентните е $14,7^\circ$, и при хипердивергентните е с наклон напред и нагоре от $36,7^\circ$. Резултат от тази конфигурация е намаляването на вертикалната компонента на силата, влияещо пряко върху дъвкателната сила. Открива се положителна корелация между наклона на *m. masseter* и лицевият тип (204).

При *m. digastricus* не се открива значителна разлика при трите лицеви типа.

При хипердивергентен тип *m. geniohioideus* е къс и хоризонтално разположен (средно 27,7 мм. и $5,6^\circ$) а при хиподивергентните лица е значително по-дълъг и наклонен напред и нагоре (средно 38,6 мм и $24,7^\circ$). От биомеханична гледна точка това предполага по-ефективно действие за отварянето на устата.

Най-малка е площта на кондилите при хипердивергентните индивиди (с около 40%) в сравнение с хипо- и нормодивергентните, което предполага и по-малко натоварване при функция, както и отрицателна корелация с вертикалния лицев тип и положителна със сечението на *m. masseter* (204).

Височината на *tuberculum articulare* между хипо- и хипердивергентните се различава с повече от 40%, като при първите е средно 8,8 мм, а при вторите 4,7мм, което предполага и по-плитка ставна ямка. Наклонът на туберкула също се различава – 66,8° при хиподивергентни и средно 40° при хипердивергентни.

Тези данни дават основание да се направи заключение, че при различните лицеви типове краниофациалната морфология е различна, предполагаща и различна биомеханика (204).

II.1.4. Причинно-следствена връзка между функция на лицевите мускули и краниофациалната морфология

Резултатите от много проучвания, отнасящи се до взаимовръзката между дъвкателните мускули и краниофациалната морфология свидетелстват за не особено изяснената връзка между структура и функция. Много автори са единодушни по въпроса, че индивиди със силни дъвкателни мускули са с по-големи трансверзални краниофациални размери. Все още няма пълна яснота дали генетично детерминираната лицева морфология е определяща за силата на дъвкателните мускули или силната мускулатура влияе върху формата на лицето. (206, 89, 88).

Известно е, че за индивиди с голяма дъвкателна сила е характерен хиподивергентният тип, докато при тези с по-слаба дъвкателна сила

преобладава хипердивергентният тип. Тези различия в дъвкателната сила са в основата на много предположения относно етиологията на вертикалния лицев растеж.

Съществува хипотеза, че мускулите в краниофациалната област действително допринасят за крайното оформяне на лицето. Това се потвърждава и от находките на Ingervall B., et al., (88), които показват, че тренирането на дъвкателните мускули при долихоцефални деца увеличава силата на тези мускули и предизвиква благоприятна предна мандибуларна ротация. За разлика от него Parks L.R. et al., (147) не установяват значими промени във вертикалните размери на лицевия скелет при ортодонтски пациенти с и без назначени упражнения за дъвкателната мускулатура.

Моделът, предложен от Throckmorton J. et al. (190), описва неблагоприятната позиция на дъвкателните мускули при долихоцефални индивиди и предполага, че мускулната функция се влияе от скелетния тип. Фактът, че долихофациалният тип се разпознава преди възрастта, при която се установяват намалени оклузални сили дава основание да се приеме, че намалената сила е по-скоро ефект от състоянието, отколкото негова причина (154).

Има предположения (205), че посоката на ориентиране на мускулните влакна асоциира с мускулната сила и с формата на лицето. При индивиди с увеличен вертикален размер се наблюдават относително косо разположени мускулни влакна на дъвкателните мускули и намален потенциал за ограничаване на вертикалния компонент на краниофациалния растеж.

Braun S. et al. (36) сравняват максималната оклузална сила с различни параметри от анализа на профилната телерентгенография. Максималната дъвкателна сила е по-голяма при по-ниски стойности на

ъгъла между мандибуларната и спиналната равнини, което подкрепя възприетото схващане, че хората с хиподивергентен тип имат по-високи стойности на силата на захващане. Авторите не откриват корелация между покритието във фронталния участък и максималната оклузална сила.

II.1.5. Лицев тип, определен посредством профилна телерентгенография

Долната челюст може да нараства повече във вертикална или хоризонтална посока. Опитите да се дефинират нормалните вариации във вертикална посока са довели до определянето на три основни типа. Измежду най-често използваните термини за лицев тип са:

- Долихо-, мезо- и брахифациален тип (158)
- Хипердивергентен, неутрален и хиподивергентен тип (172)
- Скелетна отворена и скелетна дълбока захапка.(168)
- Задна и предна ротация (171)
- Относително дълъг, среден и относително къс лицев тип (28)

II.2. ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЯТА КАТО ДИАГНОСТИЧЕН ИНСТРУМЕНТ.

II.2.1 Исторически данни и същност на методиката.

Генерирането на сила от мускула е пряко свързано с образуването на електрически сигнал, който може да се отчете посредством поставянето на електроди върху кожата. Отвеждането на сигнала от подлежащите мускули и възпроизвеждането (визуализирането) от компютър се нарича електромиография (ЕМГ), а графиката - електромиограма. Повърхностната

ЕМГ е неинвазивен метод за изследване на мускулите посредством електроди, поставени върху кожата. Представлява сума от електричните потенциали на множество активни моторни единици. Лесното приложение на повърхностната ЕМГ определя широкото ѝ приложение за клинични и научни цели.

Първите електромиографски изследвания са извършени от Piper (1912) (цит. по Ишпекова, Б., и съавт., (4) в Германия. Чрез галванометър той регистрира човешката волева мускулна активност. В 1929 г. Adrian и Bronk (цит. по Ишпекова, Б., и съавт., (4) създават концентричния иглен електрод, с който отвеждат активността на отделна двигателна единица (ДЕ). Още тогава успяват да усилят потенциала на двигателната единица и да установят, че в напълно отпуснатия здрав мускул няма спонтанна активност (4).

Впоследствие ЕМГ се налага все по-широко в клиничната практика като метод за оценка на мускулната активност при различна патология.

Повърхностната електромиография е подходящ метод за оценка на функцията на дъвкательните мускули, тъй като е неинвазивен метод. Честотният анализ на електромиографските вълни е количествен метод за оценка на функцията, който същевременно позволява качествена оценка на електрическия потенциал на мускула (136).

Техническите средства, необходими за извършване на рутинно електромиографско изследване са: електромиограф, отвеждащи електроди и електроди за стимулация. Електромиографът е апарат, чието предназначение е да усили и възпроизведе формата на отведения биологичен потенциал и да го анализира. За извеждане на биологичния сигнал се използват отвеждащи електроди, които се поставят върху източника на този сигнал (мускул). Този сигнал е от порядъка на

микроволти до десетки милivolта, поради което е необходимо да бъде усилен от усилвател и да се преобразува чрез високо- и нискочестотни филтри за отстраняване на паразитните компоненти. Броят на усилвателите определя броя на каналите на електромиографа. При отвеждане на биоелектричната активност се използват отвеждащ и заземяващ електрод. Заземяващият електрод се поставя проксимално на активния полюс на отвеждащия електрод и служи като полюс с нулев потенциал (4).

В зависимост от информацията, която трябва да се получи при електромиографските изследвания се използват два основни вида електроди: иглени (инвазивни) и повърхностни (неинвазивни). Един от видовете ЕМГ представлява вътремускулната ЕМГ, при която иглен електрод се поставя вътремускулно. При тази техника се отчита потенциала на отделна моторна единица (motor unit action potential - MUAP). Повърхностни електроди с голяма отвеждаща повърхност (дискове от 2 mm² до 100 mm²) се използват за отвеждане на сумарна електромиограма (електромиографски сигнал, състоящ се от голям брой двигателни единици от един мускул) при волева контракция.

Мускулните влакна се обединяват в отделни структурно-функционални единици, наречени двигателни единици (ДЕ). Двигателната единица се състои от един алфамотоневрон, разположен в ядрото на нерва (за черепномозъчните нерви) или в предните рога на гръбначния мозък с неговия аксон и крайните му разклонения, които инервират определен брой мускулни влакна. Мускулните влакна, принадлежащи на една двигателна единица не са разположени едно до друго, а са смесени с влакната на други двигателни единици, като една двигателна единица може да има различен брой мускулни влакна, от няколко до 1000 – 2000. Този брой се определя от функционалната организация на мускула. В

малките мускули, извършващи фини движения, ДЕ са по-малки (с по-малък брой влакна) и се инервират от аксони с по-малък диаметър. Броят на двигателните единици в мускулите е различен. При *m. temporalis* е около 150, със среден брой на мускулните влакна в една ДЕ приблизително 936, а за *m. masseter* 1020 двигателните единици са със среден брой на влакната около 640 (4).

II.2.2. Видове ЕМГ. Повърхностна електромиография (Surface Electromyography, sEMG).

Електромиографията (ЕМГ) е обективен и надежден метод за оценка на мускулната функция посредством отчитане на електрическите потенциали (213). В зависимост от вида на електродите се разделя на повърхностна и иглена (Фиг. 3). Повърхностната ЕМГ е метод за изследване на мускулите, посредством електроди, поставени върху кожата и за разлика от иглената, отчита акционните потенциали на много моторни единици.

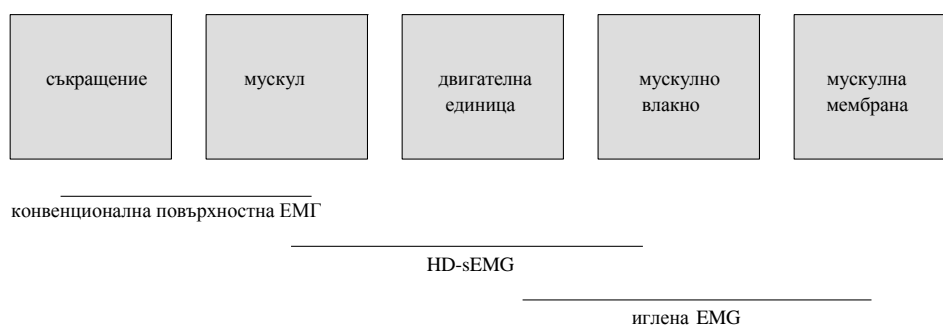
Представява сума от електричните потенциали на множество активни моторни единици и така дава информация за мускулната мембрана и за нервната система (25). Лесното приложение на повърхностната ЕМГ определя широкото ѝ приложение за клинични и научни цели.

Техниката позволява на изследващия да обективизира мускулната енергия в покой и по време на съкращение. Тя позволява оценка както на степента, така и на времетраенето на мускулната активност (216).

Друг вид е т.нар. **high density** (Фиг. 3) или повърхностна ЕМГ с висока плътност (HD-sEMG). При тази техника сигналите се улавят от специално конструирани множество повърхностни електроди разположени близо един до друг върху малка кожна площ. Чувствителността и селективността на HD-sEMG са почти същите като на иглената ЕМГ, което

дава възможност за анализ на единична моторна единица и дава информация за скоростта на разпространение на акционния потенциал по продължение на мускулното влакно (MFCV – muscle fiber conduction velocity) (110, 62).

Така отпада необходимостта от изследване на единична моторна единица посредством иглен електрод, въведен в мускула за получаване на по-полезна и пълноценна информация.



Фигура 3 . Обхват на различните ЕМГ техники. Конвенционалната повърхностна ЕМГ е използвана предимно за изследване на съкращения на мускулите. Дава обща информация за мускулната активност на различните мускули. С развитието на повърхностната ЕМГ с висока плътност (HD-sEMG), техника, ползваща множество електроди върху един мускул, става възможно да се получи информация за единични двигателни единици (ДЕ). С помощта на HD-sEMG информацията за скоростта на провеждане на мускулното влакно (MFCV) може да допълни информацията на ниво мускулно влакно, получена чрез иглена ЕМГ. (по **Drost G., 2006.**)

ЕМГ с иглени електроди отчита функцията на отделни двигателни единици. Отвеждането е от малка площ, позволяващо точна количествена оценка на потенциалите на ДЕ. Наред с това оценката може да бъде и качествена – възможно е да се диференцира едно невrogenно от миогенно увреждане (3).

Главната цел на повърхностната ЕМГ е отвеждането на сигнала от много мускулни влакна в областта на електрода. Тези сигнали се състоят от сумираната активност на много мускулни единици. Следователно, анализът на данните показва общата мускулна активност, съдействието на различните мускули и промяната на тяхната активност с времето. Тази

безвредна и безболезнена процедура позволява събирането на данни посредством повърхностни електроди. Неговата неинвазивност е едно от най-големите му предимства, независимо от някои недостатъци на метода.

Въпреки че електродите не са с висока селективност, употребата им е възможна при мускули, разположени повърхностно под кожата и поради тази причина *m. masseter* и преден *m. temporalis* са най-често изследвани. За да се изследват средната и задна част на *m. temporalis* е необходимо да се обръсне косата, което е неприемливо за повечето изследвани.

Повърхностната ЕМГ е много чувствителна по отношение на повърхностното съпротивление. Непостоянното повърхностно съпротивление влияе върху точността на ЕМГ отчитанията, като следствие от това и на възпроизводимостта на този вид електромиография. В миналото е било необходимо да се намали съпротивлението на кожата колкото се може повече, тъй като апаратурата е имала ограничени възможности за филтриране.

Понастоящем, филтрите на усилвателите са така устроени, че съпротивлението на кожата е от малко значение. Повечето автори приемат за норма кожно съпротивление под 10 k Ω (84).

Много от ключовите въпроси, свързани с методологията на повърхностната ЕМГ са унифицирани от международната европейска група SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles) – повърхностна ЕМГ за неинвазивна оценка на мускулите, както и международното общество ISEK (The International Society of Electromyography and Kinesiology). Двете организации дават препоръки за мястото за поставяне на електродите, обработката на сигнала и моделирането му. Разположението на електродите, съобразено с препоръки на SENIAM е подробно описано от Hermens H., et al. (84).

Според проучването на литературата и препоръките на авторите сензорите и поставянето им трябва да отговаря на няколко изисквания: да се използват биполярни електроди когато се прави повърхностна ЕМГ; електродите трябва да осигуряват добър контакт с кожата, ниско съпротивление електрод-кожа, нисък шум и стабилно ниво на съпротивлението и химическата реакция с кожата. Материалът, от който се изработват най-често използваните електроди е Ag/AgCl. Използват се отдавна и е изяснено, че осигуряват стабилно предаване на потенциалите, при нисък шум и са широкодостъпни. Могат да се използват биполярни електроди когато се прави повърхностна ЕМГ

Според проучването на Hermens H., et al. (84), най-често използваните електроди са с кръгла форма, но се използват и такива с правоъгълна форма. Няма ясни и обективни критерии за формата на електродите. Еднаквата площ на електродите дава едно и също съпротивление и шум, без значение от формата. Интерелектродното разстояние е важна характеристика на сензора. Най-предпочитаното разстояние е 20 мм (84).

Подготовката на кожата се състои от обръсване на окосмяването, почистване с алкохол, ацетон или етер. Електроден гел или паста са необходими, за да се намали съпротивлението електрод-кожа. Употребата на гел в практиката е много обременяващо, затова повечето изследователи използват готови електроди, с фабрично нанесен гел.

Разположението и ориентирането на сензора спрямо мускула се определят, като се има предвид геометричния му център. Съобразява се и положението на сензора спрямо посоката на мускулните влакна. Най-общото правило при поставяне на сензорите е това да става върху най-изпъкналата и обемна част на коремчето на мускула, а ориентацията - дългият диаметър на сензора да е паралелно на мускулните влакна.

Ширината на електрода трябва да съответства на изследвания мускул, така че да не се отчита активност (нежелан трансфер на акционни потенциали) и от други мускули, т.нар crosstalk.

Референтният електрод се поставя върху неактивна област – там, където няма да се отчете мускулна активност (върху подлежащи сухожилия или кости), на разстояние от активните мускули. Определящ в случая е изследвания мускул. В някои случаи референтният електрод се поставя в непосредствена близост до активния електрод, или върху близки подлежащи кости или сухожилия (84).

II.2.3. Предимства и недостатъци на метода.

Повърхностната ЕМГ има много предимства. Тя е лесна за прилагане, неинвазивна, поради което е и безопасна и позволява обективна оценка на активността и силата на мускула. Други предимства са, че е безболезнена и безвредна (54).

Недостатък при отвеждане на биоелектричната активност с повърхностни електроди е голямото съпротивление на кожната повърхност, което възпрепятства отвеждането на полезния сигнал, поради това, че амплитудата му бързо намалява на късо разстояние от източника (мускул или нерв). Кожното съпротивление може да бъде намалено чрез поставяне върху електрода на електродна паста, която подобрява контактната повърхност и редуцира съпротивлението. При почистване на кожната повърхност със спирт се премахват кожните мазнини, което също намалява съпротивлението (4).

Друг недостатък при отвеждане на електромиографска активност с повърхностни електроди е фактът, че те може да са отдалечени от източника (мускулните влакна на мускула, който е предмет на изследване) и поради надстоящата мастна тъкан. Вследствие на това електродите могат

да отвеждат т. нар. сигнал “crosstalk” и от други източници (активирани мускули в близост до изследвания). Този сигнал се сумира със сигнала от изследвания мускул и променя неговите параметри. За да се намали това влияние на “crosstalk” е необходимо мястото на поставяне на отвеждащия електрод да се съобрази с анатомията на изследвания мускул и на мускула, от който се отчита “crosstalk” (4).

II.2.4. Тестове за оценка на мускулна активност

Електрическата активност на дъвкателните мускули може да бъде записана и оценена чрез статични тестове (при покой, максимална или субмаксимална контракция) или на тестове по време на движение (отваряне и затваряне на устата, медиално, дистално и латерално отклоняване на ДЧ, дъвчене, гълтане или говор). От биомеханична гледна точка най-важни са динамичните дейности като дъвчене и двете противоположни статични дейности като покой и максимална изометрична контракция на мускулите.

При положение на покой или т.нар. физиологичен покой (2-4mm вертикално отстояние между зъбните редици) не се наблюдава изоелектрична линия при електромиографско отчитане, което означава, че мускулите са активни (182). Заключение е подкрепено и от изследването на Suvinen TI et al., (183), който наблюдава минимална мускулна активност при отваряне на устата средно 15,4 mm. През 1997 Michelotti A., et al.(126) при група от 40 индивида на възраст 22-34 години описват подобни резултати. Авторите определят физиологичния покой средно на 1.4 mm, а най-ниска активност се наблюдава при отваряне средно около 7.7 mm. Намаляване на електромиографската активност при леко отваряне на устата

(6-7 мм между зъбните редици) в сравнение с централна оклузия описва Möller E., (129).

Miles T., (127) изследва механизмите на поддържане на долната челюст при покой, ходене и тичане. Електромиографските резултати на *m. masseter* показват, че при покой и ходене долната челюст се поддържа от пасивни вискоеластични сили на меките тъкани, обхващащи мандибулата. При тичане, инерционното движение на долната челюст активира стреч-рецептори (механорецептори за разтегляне) в мускулатурата, предизвикващи увеличена мускулна активност в *m. masseter*, ограничаваща свободното движение на челюстта. Авторът заключава, че физиологичният покой се подсигурява от пасивните меки тъкани.

Анализът на електрическата мускулна активност по време на изометрична контракция без скъсяване на мускулните влакна предполага отчитане на ЕМГ при максимална контракция за 3-5 секунди, обикновено в централна оклузия или при поставяне на памучни ролки между зъбите в страничните участъци (127).

ЕМГ при дъвчене

От функциите на оро-фациалната система дъвченето се определя като най-важната, във връзка с което е най-често изследваната дейност. Поради разнообразните движения, осигуряващи тази функция, оценката на дъвченето е много трудна и включва такива характеристики като времетраене на дъвкателния акт, брой цикли и ефективност, зависимост от генерираната сила и консистенцията на храната (27, 176).

Средните стойности за брой дъвкателни цикли, отчетени при здрави индивиди за 15 секунди са повече при по-твърда храна, като ябълка или парафин (11.60), сравнени с по-мека, напр. банан (10.60). Средната

продължителност на дъвкателния акт при същите субстанции е най-дълъг за парафин (498,67 ms), ябълка (457,33 ms) и банан (436,33 ms).

II.2.5. Възпроизводимост на ЕМГ изследванията

Възпроизводимостта на ЕМГ може да варира поради интерелектродните разстояния и положението им върху мускулите. В тази връзка, за да се избегне разликата при поставяне, положението на електродите може да се повтори посредством шаблон (45,46,47).

За количествен анализ може да се сравни електрическата активност на мускулите с референтни стойности, получени при субмаксимална контракция на дъвкателните мускули (subMVC). Висок корелационен коефициент между електромиографска активност и силата при subMVC (субмаксимална контракция) откриват Ferrario VF et al., (69) и Castroflorio et al. (46). Те потвърждават възпроизводимостта чрез анализиране на активността на *m. masseter* и *m. temporalis* при три експериментални отчитания, извършени през интервал от 1 седмица. Изследваните правят волева контракция на 80% от MVC, като оклузалната сила се отчита посредством детектори за сила, при което изследваните наблюдават показанията, за да контролират стискането. Възпроизводимостта е 71,9%, като е било взето предвид влиянието на интерелектродното разстояние. Висока възпроизводимост на данните от повърхностната ЕМГ открива De Felicio S., et al.(59) при 75 % здрави индивиди, изследвани през 6 месечен интервал. При двукратно изследване през двудневен интервал Visser et al., (209) също не отчита статистически значима разлика в активността на *m. temporalis* и *m. masseter* при здрави индивиди.

Споменатите изследвания доказват, че въпреки изброените по-горе недостатъци на ЕМГ, количественият електромиографски анализ

позволява надеждна и точна оценка на електрическата активност на мускулите.

Ferrario V., et al. (68) изследват *m. masseter*, *m. temporalis* и предното коремче на *m. digastricus* на петима доброволци. Трина изследователи по различно време изследват мускулите при физиологичен покой, в централна оклузия без силна контракция на мускулите и при MVC. Отчитането се повтаря след период от 15 дни, като при първия път изследователите нямат никакъв опит, а при втория вече са правили поне по 30 изследвания. Данните се сравняват по отношение на вариабилността между отделните изследователи за всеки доброволец. Анализът показва статистически значима разлика само при първото отчитане на изследователите, когато са без опит. Данните от ЕМГ изследването и протокола за изследване показват добра повторимост на измерванията (68).

За добрата възпроизводимост на резултатите от ЕМГ е много важно при всички отвеждания електродите да се поставят по един и същи начин. Ferrario V., et al. (68) препоръчват следните техники за по-добра възпроизводимост:

За *m. masseter*: изследващият застава зад изследвания, който седи на стола, палпира най-изпъкналата част на мускула, докато изследваният стиска със зъби. Електродът се фиксира успоредно на мускулните влакна, около 3 сантиметра над и напред от ъгъла на ДЧ.

За *m. temporalis*: мускулът се палпира по време на контракция, електродът се фиксира по протежение на предния ръб на мускула (успоредно на фронто-париеталната сутура).

За предно коремче на *m. digastricus*: изследваният притиска силно език към небцето и електродът се фиксира хоризонтално, по протежение на предното коремче на мускула в супрахиоидния триъгълник.

Доброволците се инструктират подробно за положението на ДЧ и съкращението на мускулатурата. Всички отчитания се правят при седнало положение с изправена глава, без облегалка. Мускулният потенциал се осреднява за целия период. Средните стойности се анализират посредством вариационен анализ с двуфакторен модел. Посредством такъв анализ е възможно да се определи влиянието на няколко фактора, касаещи и влияещи на резултата. Ползвайки този експериментален протокол, е възможно да се отчете биологичната вариабилност на изследвания обект и оттам разликите в отвежданията при един и същи оператор и субект, разликите при различни оператори, както и възможните грешки при измерванията.

Сравняването на резултатите, получени при експеримента недвусмислено показват, че адекватната подготовка на оператора е от голямо значение за правилното провеждане на изследването. От друга страна става ясно, че уменията се придобиват сравнително бързо. (68).

През 2006 г. Glaros AG и Waghela R. (77) изследват *m. masseter* и преден *m. temporalis* при 20 доброволци (8 мъже и 12 жени) посредством повърхностна ЕМГ при три различни натоварвания на мускулатурата. Задачата на изследваните е да повторят трикратно всяко едно от състоянията: 1. Затваряне на устата до първи контакт, 2. контакт при всички зъби (централна оклузия, без силно стискане) и 3. максимална волева контракция.

Изследваните показват значителни разлики в потенциалите при трите различни задачи. От регистрираните ЕМГ потенциали и изчислените коефициенти на вариабилност за всеки индивид и състояние става ясно, че най-малки са интраиндивидуалните вариации при състоянието на максимална контракция и при първи контакт, което показва, че

максималната волева контракция е надеждно и възпроизводимо състояние, подходящо за клинични изследвания.

II.3. ЕМГ НА ДЪВКАТЕЛНАТА МУСКУЛАТУРА.

II.3.1. Взаимовръзка между тип лицев тип и ЕМГ.

Широко се дискутира въпроса доколко функцията на дъвкателните мускули и по-конкретно силата на захапката, както и състоянието на дъвкателната мускулатура при покой оказват значително въздействие върху челюстно-лицевата морфология. При изследване на пациенти с различен лицев тип не са установени достоверни разлики в ЕМГ активността при максимално стиснати зъби при отделните групи. По отношение на лицевия тип не се отчитат разлики както при покой, така и при максимална контракция на *m. masseter* и *m. temporalis*. (33).

Поради факта, че не се отчитат значими разлики вляво и вдясно, авторите и от двете страни използват усреднените стойности на мускулната активност (33).

Ueda et al. (198) изследват 20 мъже и 10 жени на възраст 15-28 години ($24 \pm 3,2$ год.). Изследваните лица са разделени спрямо показатели на профилната телерентгенография, определящи краниофациалната морфология във вертикална посока. Освен ъглови измервания – SN и SpP към мандибуларна равнина се отчита и съотношението между предна и задна обща лицева височини (ATFH/PTFH), както и предна и задна долна лицева височина (ALFH/PLFH). Мускулната активност е изследвана посредством портативен ЕМГ апарат за период от 3 часа през деня, с изключение на периодите на хранене, сън и физически упражнения. Електромиографските отчитания се сумират и се търси корелация с

показателите от телерентгенографията. Авторите установяват отрицателна достоверна корелация между активността на *m. masseter*, *m. digastricus* и цефалометричните данни (определящи лицевия тип), и положителни корелационни взаимоотношения между *m. temporalis* и цефалометричните показатели (лицев тип). Според авторите, при хиподивергентни лица преобладава активността на *m. masseter* докато при увеличаване на вертикалния размер на лицето нараства активността на *m. temporalis*.

II.3.2. Взаимовръзка ЕМГ/дъвкателна сила

Редица изследвания са посветени на проучване на взаимовръзката ЕМГ/дъвкателна сила. Така Ahlgren J., (12) изследва лица с нормална оклузия при покой и при стиснати зъби, като посредством интрамускулни електроди диференцира действието на отделните части на *m. temporalis*. При прилагане на нарастваща дъвкателна сила електромиографската активност се увеличава пропорционално във всички части на мускула. При поддържане на положението на покой на долната челюст и при придвижването назад превалира функцията на задната част на мускула. Moyers R. (1950), (цит. по Ahlgren J., (12) при повърхностна ЕМГ установява, че задната част на *m. temporalis* доминира при контракция на мускула и когато ДЧ е в по-ретрудирана позиция, а при предна позиция всички части и най-вече предната са активни. При дистална оклузия клас III, дължаща се на дистално положение на ДЧ, значително превалира активността на задната част на *m. temporalis*.

Möller E., 1966 г. (цит. по Ahlgren J., (12) както при дъвчене, така и при максимално стискане открива превалиране на предната част на *m. temporalis*. При контракция в предно положение на ДЧ се отчита почти 100% намаляване на активността на *m. temporalis*. Намерена е и

значителна корелация между вертикалното покритие и електромиографската активност в задната част на *m. temporalis*.

В централна оклузия електромиографската активност на *m. temporalis* нараства линейно във всички участъци при увеличаваща се оклузална сила. Това съвпада с по-ранни данни за корелация между електромиографската активност и силата по време на изометрична контракция. Също така данните показват, че темпоралният мускул освен за поддържане на положението на долната челюст е и силен дъвкателен мускул (134, 130, 12).

Дъвкателната сила и активността на *m. temporalis* и *m. masseter* по време на стискане със зъби изследват Bakke M., et al., (19) при 19 здрави контролни индивида и при 23 индивида със симптоми и белези на функционални смущения в краниомандибуларната област (артрит и остеоартроза на ТМС, изместване на ставния диск).

Максималната сила при едностранно стискане при здравите контроли показва по-високи стойности – 480 N в сравнение с пациентите с оплаквания (387 N). При двустранно отчитане максималната сила на захвапката е по-ниска – 347 N при здрави контроли и 230 N при пациенти с оплаквания. Мускулната активност не се различава достоверно вляво и вдясно, както и между мъже и жени. При изометрични контракции се установява корелация между дъвкателна сила и електромиографска активност, която е значима по отношение на унилатерални, но не и при билатерални измервания на силата. Анализът на връзката между ЕМГ и механичната мускулна сила при повишаващо се ниво на дъвкателна сила показва силна линейна зависимост в абсолютни стойности. Авторите отбелязват, че мускулната активност е с 20-50% по-ниска при максимално захвапване върху датчик, отколкото отчетена при централна оклузия. (19).

По време на 1-2 секундна субмаксимална контракция на определено предварително ниво, дъвкателната сила и електрическата активност са

линейно свързани с минимални отклонения. Постепенното нарастване на силата до максимум за 10-15 секундна контракция дава подобна линейна зависимост по отношение на мускулната активност, отчетена от същата страна (19) .

II.3.3 Оклузална стабилност и дъвкателна сила.

Редица изследвания показват, че тоталната билатерална дъвкателна сила при налични двустранно молари в оклузия показва значително по-високи стойности (33%), в сравнение с унилатералната сила (207, 111).

Тази разлика може да се обясни посредством механизмите за обратна връзка на периодонциума и мускулната сила, балансираща челюстите една спрямо друга.

При билатерално измерване на дъвкателната сила се установява пониска корелация със съпътстващата електромиографска активност, отколкото при унилатерално отчитане. Това дава основание да се приеме, че едностранно регистрираната дъвкателна сила отразява по-точно мускулната сила на дъвкателните мускули. Това мнение е подкрепено от факта, че вляво и вдясно е налице висока корелация при отчитане поотделно (115).

В заключение може да се каже, че максималната дъвкателна сила, оценена по горепосочените методи може да бъде използвана клинично като индикатор за силата на дъвкателните мускули и е надежден клиничен метод за оценка на промените в силата по време на развитието на лицево-челюстната област, при провеждано лечение или при загуба на зъби (19).

Възможността за определяне на максималната дъвкателна сила посредством отчитане само на електромиографски потенциали, като се вземат предвид взаимоотношенията ЕМГ/дъвкателна сила при различни по сила субмаксимални усилия, регистрирани едновременно с помощта на ЕМГ и датчик за силата двустранно е изследвана от Ferrario V., et al. (69).

При 10 доброволци авторите изследват контракцията на преден *m. temporalis* и *m. masseter*. Първоначално изследваните са инструктирани да стиснат максимално без датчик за големина на силата между зъбите и се отчитат електромиографските потенциали. Стискането на зъбите е трикратно, с максимална сила. След това изследваните захващат двустранно датчик с височина 4 мм и стискат зъби до определени субмаксимални стойности, които виждат на екрана пред тях. Съответно те са 5 кг (98 N), 10 кг (196 N), 15 кг (304 N) и 20 кг (392 N) за всяка страна. Авторите откриват линейна зависимост между стойностите на електромиографските потенциали и силата в нютони. За определяне на силата между зъбите при максимална контракция без датчици само на база на ЕМГ се ползва графиката сила/ЕМГ, получена при субмаксималните контракции. Установената сила е приблизително 700 N двустранно. Авторите повтарят изследването след две седмици и установяват добра възпроизводимост на резултатите.

Авторите заключават, че едновременното отчитане на субмаксималната сила и ЕМГ потенциал на дъвкателните мускули имат линейна зависимост и показват повторемост на резултатите след двуседмичен интервал. ЕМГ изследването елиминира някои от недостатъците на изследването с датчик между зъбите и може да се ползва при планиране на протетични конструкции, които да понасят оклузалното натоварване.

Директното измерване на силата с датчик между зъбите е подходящ метод за отчитане на субмаксимална сила, но за отчитане на максималната дъвкателна сила се счита, че съществуват следните рискове: възможност за фрактура на зъб, болка, дискомфорт и страх, пречещи на максималното стискане; технически ограничения от страна на инструмента.

Поради тази причина повърхностната ЕМГ се приема като алтернативен метод за индиректна оценка на дъвкателните сили

посредством отчитане на друга физиологична променлива, свързана с големината на силата, неинвазивно и безопасно.

При предишни изследвания е установено близко до линейното съотношение между електромиографските потенциали и дъвкателната сила, особено по отношение на субмаксималните дъвкателни сили (19, 191, 124, 151).

Vakke M., et al. (19) установява добра възпроизводимост на резултатите от съотношението ЕМГ/сила през интервал от 2 часа до 1 седмица.

При измерване на максималната сила посредством датчик се променя вертикалното отстояние между зъбните редици. При предишни изследвания е установено, че при максимална дъвкателна сила вертикално повдигане с 10 mm води до намаляване на максималната електрическа активност на челюстните мускули. При индиректно отчитане (посредством ЕМГ) на оклузалната сила може да се избегнат някои от ограниченията на датчика за сила, като дискомфорта и страха и да се приложи максималната сила на захапката. Недостатък на датчиците за сила е отклонението в отчитането при големи натоварвания. При всички изследвани и при двете отчитания се открива силна линейна зависимост ЕМГ потенциал/субмаксимална контракция на мускулите, отчетени двустранно. При увеличаване на силата съотношението се отклонява от линейната зависимост (69).

Wieczorek A., et al. (211) сравняват симетричността на електромиографската активност на предната част на *m. temporalis* и *m. masseter* със симетричността на оклузалните контакти. Оклузалните контакти са оценени с помощта на T-Scan III evolution 7.01 (Tecscan Inc., South Boston, Ma, USA). Групата на изследваните се състои от 18-годишни индивиди с интактно съзъбие, без оплаквания от ТМС, с различен зъбен клас по Angle (46 души клас I, 19 – клас II и 7 – клас III). Средните

стойности на ЕМГ потенциалите не показват значима разлика между мъже и жени, затова групата се разглежда като цяло, без значение от пола. При всички индивиди средните стойности на електрмиографската активност на *m. temporalis* са по-високи от стойностите на *m. masseter*. Направена е оценка на симетрията на ЕМГ на *m. masseter* и *m. temporalis*, и симетричността на оклузалните контакти. В заключение се отбелязва, че симетрията при ЕМГ потенциалите не е свързана със симетрията на оклузалните контакти.

Ferrario VF et al., (71) потвърждават описаният в литературата факт, че при здрави индивиди стойностите на електромиографската активност на предната част на *m. temporalis* са по-високи от тези на *m. masseter*.

II.3.4. Фактори, повлияващи електрическата активност на дъвкателните мускули.

II.3.4.1. Влияние на пола (полови различия)

Влиянието на пола върху мускулната активност не е потвърдено категорично. Ferrario V., et al. (71) изследва 92 здрави индивида и не открива разлика при двата пола в положение на покой. Разлики се отчитат при максимална контракция в централна оклузия при *m. masseter* и *m. temporalis*, като средните потенциали при мъже (181,9 μV и 216,2 μV) са по-високи от тези при жените (161,7 μV и 156,8 μV). Rilo B., et al. (159) при изследване на 40 индивида без оплаквания от ТМС, отбелязват сходни резултати за двата пола при стискане и отваряне на устата. Това е в противоречие с резултатите, получени от Pinho J., et al. (150), които отчитат по-високи стойности при покой при жени (2.64 μV), отколкото при мъже (1.37 μV). При MVC при жени отново се отчитат по-високи стойности спрямо мъже, респективно 65.17 μV и 51,24 μV .

Половите различия според различни автори са фактор, повлияващ дъвкателната сила, и общоприетото мнение е, че силата е по-голяма при мъжете, отколкото при жените. (3, 40, 72, 157) Противоречиви данни дават Abu Alhaija E., et al. (11) които не откриват разлика в дъвкателната сила между половете.

II.3.4.2. Влияние на възрастта.

Възрастта е важен социомедицински фактор, който трябва да се има предвид при оценката на мускулната дейност. Има установена взаимовръзка между възрастта на индивидите и мускулната активност на различните дъвкателни мускули. При двадесет и четири часово мониториране на ЕМГ активността на дъвкателните мускули при деца се отчита по-продължителна активност при *m. temporalis*, докато у възрастни индивиди превалира активността на *m.masseter* (199). Тъй като *m. temporalis* позиционира долната челюст, а при деца темпоромандибуларната става не е окончателно оформена (плитка ставна ямка), превалирането на тонуса на *m. temporalis* подпомага позиционирането на долната челюст.

II.3.4.3. Денонощни колебания.

Друг фактор, повлияващ електрическата активност на мускулите е разликата в активността на моторните единици през деня и нощта. Saifuddin M., et al. (165) сравнява данните при покой през деня и нощта с данните при дъвчене при двукратно изследване. Най-ниска активност е отчетена през нощта. Това е подкрепено и от резултатите, представени от Niyaama S., et al.(85) и Tabe H.,et al. (184) , които потвърждават намаляването на мускулната активност през нощта.

II.4. ЕМГ В ДЕНТАЛНАТА МЕДИЦИНА

Nishi SE et al., 2016 правят мета-анализ на литературата, касаеща употребата на електромиография в денталната медицина, публикувана до юли 2015. След премахването на статиите, неотговарящи на критериите, авторите разглеждат 189, от които подбират 18 статии.

Според проучването, ЕМГ намира приложение както при диагностицирането, така и при контролиране на лечението, отчитайки невромускулната активност. В денталната медицина чрез ЕМГ изследвания се оценяват мускулната активност при функция, напр. дъвчене и захапване, или при парафункции като бруксизъм и бруксомания.

Измежду най-честите приложения на ЕМГ са при смущения в ТМС: темпоромандибуларна дисфункция (ТМД) и миофасциален болков синдром. Мускулната дистония, заболявания на мускулатурата на главата и шията и лезии на черепномозъчните нерви също са показани за изследване посредством електромиография (71).

Електромиографско изследване на *m. masseter* и преден *m. temporalis* при пациенти с бруксизъм, мускулна болка и умора е проведено с цел откриване на оптимално лечение при такива пациенти. Установява се, че умората на дъвкателната мускулатура е вследствие на хиперактивност. (79). През 1957 г Kishimoto (103) подчертава, че при бруксизъм *m. temporalis* показва по-високи стойности от *m. masseter*.

При сравняване на промените в мускулната активност при стискане на зъби в централна оклузия и при наличие на оклузална шина не се откриват статистически значими разлики в ЕМГ активността на преден и заден *m. temporalis* и *m. masseter* при максимална контракция при различните постановки (214).

През 1985 Sherman R. (174) изследва ЕМГ активност на *m. masseter* при пациенти с оплаквания от ТМС. Пациентите са разделени на две групи: само с оплаквания от ТМС, както и с данни за бруксизъм и оплаквания от ТМС. Налице е значима разлика между групата с бруксизъм и групата само с оплаквания от ТМС. Според това изследване само дисфункцията на ТМС не води до повишаване на тонуса на мускулатурата, за разлика от случаите на оплаквания от ТМС съчетани и с бруксизъм.

През 1990 Burdette ВН et al. (38) изследват *m. masseter* и преден *m. temporalis* при пациенти с миофасциален болков синдром чрез повърхностна електромиография. При пациентите с темпоромандибуларна дисфункция авторите установяват значителна асиметрия - превалиране на десния *m. masseter*. По-изразена активност вдясно е описана и от Katz et al. (96), които откриват по-високи ЕМГ стойности на десния *m. temporalis*.

Ferrario V. et al. (71) изследват при 92 млади индивиди (жени и мъже със запазено съзъбие) преден *m. temporalis* и *m. masseter*. Отчетени са ЕМГ потенциалите при покой, при контакт в централна оклузия и при максимална контракция в централна оклузия. При максимална контракция мъжете показват по-високи стойности от жените. Изследваните едноименни мускули (вляво и вдясно) показват по-големи различия в стойностите при ниска електромиографска активност (покой и в контакт), като при *m. temporalis* асиметрията е по-слабо изразена. При жени активността на *m. temporalis* е по-висока от тази на *m. masseter* при всички условия, докато при мъже превалира активността на *m. masseter* при максимална контракция. При контакт в централна оклузия и при покой превалира *m. temporalis*.

При пациенти с бруксизъм и прилагане на мускулна релаксация с помощта на ТЕНС (транскутанна електрическа нервна стимулация) след лечението се установяват занижени стойности на ЕМГ активността (212).

При поставяне на оклузални шини на здрави мъже се отчита повишена активност на *m. masseter* и понижаване на активността на преден *m. temporalis* (118).

Електромиографско изследване на *m. masseter* и *m. temporalis* при централна оклузия и с оклузална шина показва достоверно понижение на активността на *m. temporalis* при максимална контракция с оклузална шина в сравнение със зъби в контакт (162).

Повърхностната ЕМГ с висока плътност (*high-density EMG*) намира клинично приложение и като диагностичен инструмент за установяване на заболявания на моторните неврони, невропатии и миопатии (62).

Особен интерес представлява обзорът на *Castroflorio* (48) върху приложението на повърхностната ЕМГ върху дъвкателните мускули. Авторът обстойно разглежда методологични фактори, както и ограничения за прилагане на техниката.

При сравняване на взаимовръзката между повърхностната ЕМГ на дъвкателните мускули, орофациалния миофункционален статус и оплакванията от ТМС се откриват разлики в амплитудата между едноименните мускули и нестабилна контрактилна активност на мускулатурата при пациенти с ТМД (58).

При пациенти с темпоромандибуларна дисфункция, и различно натоварване на дъвкателните мускули, се установява много по-висока активност на *m. temporalis* спрямо *m. masseter* (93).

Повърхностната ЕМГ намира приложение и при изследване на пациенти с импланти в страничния участък. Високата степен на удовлетвореност, кореспондираща с добри клинични резултати се подкрепя и от данните на ЕМГ изследването на дъвкателните мускули (16).

В заключение може да се каже, че ЕМГ се използва както за научни изследвания, така и за диагностика и за оценка на лечението. Резултатите от електромиографията показват състоянието на дъвкателната мускулатура както при покой, така и при контракция. Особено полезно се оказва изследването при лечението на бруксизъм, разкривайки неконтролирана мускулна активност (140).

II.4.1. Повърхностна ЕМГ в диагностиката и лечението на пациенти с темпоромандибуларна дисфункция (ТМД)

Темпоромандибуларна дисфункция (ТМД) е термин, обхващащ смущения на дъвкателните мускули и в темпоромандибуларната става. Предлагани са много теории за етиологията на проблема. Някои клиницисти посочват като водещи оклузалните проблеми, докато други дават предимство на психо-емоционалните фактори (5). Авторът прави ЕМГ изследване на *m. temporalis* и *m. masseter* върху общо 20 пациенти с ТМД (четирима мъже и 16 жени на възраст от 35 до 58 години). Контролната група включва 20 лица в добро общо и дентално здраве, без парафункции, неприемащи медикаменти и без оплаквания за болка в орофациалната област. С помощта на повърхностни биполярни електроди са изследвани двустранно *pars anterior* на *m. temporalis* и *m. masseter*.

На лицата от двете групи са изследвани промени в нервната проводимост, наличие на спонтанна активност в покой и са анализирани средноквадратичните стойности на ЕМГ потенциали по време на волево мускулно съкращение (изометрична контракция).

При волево съкращение се установи значително намаление на големината на електрическите потенциали, респективно на мускулната сила в групата на пациентите с ТМД в сравнение с контролната група. При *m.temporalis* се отчита намаление от 31,73%, а при *m.masseter* – 41%.

При покой спонтанна активност е наблюдавана при 16 лица (80%) от изследваните 20 с ТМД, представляваща потенциали на фибрилация, които са дву- или трифазни краткотрайни потенциали с ниска амплитуда и остри положителни вълни с варираща амплитуда и времетраене.

ЕМГ успешно се използва и за отчитане на резултатите от лечение на ТМД. Метаанализ на литературата по въпроса показва дълготрайно подобрене на клиничните находки при 69% от пациентите (55).

Li J., et al. (113) изследват непосредствените ефекти на ятрогенни предварителни контакти, поставени върху долен десен първи молар за период от 6 дни. Три дни след поставянето на лятите онлеи с дебелина 0,5 мм, всички пациенти се оплакват от главоболие в областта на дясната темпорална област и е отчетено значително повишаване на активността на десния преден *m. temporalis* при покой. На третия и шестия ден от изследването се отчита значително намаление на електромиографската активност на изследваните мускули при MVC и поява на значителни различия при двата *m. temporalis*.

Високата диагностична стойност на повърхностната ЕМГ при диагностицирането на ТМД е потвърдена и от Burdette и Gale (39), Pinho J., et al. (150) и Klasser G., et al., (104). Резултатите от техните изследвания показват задоволителна чувствителност за разграничаване на пациентите с ТМД на базата на ЕМГ анализа на мускулите при статични тестове. Представлява интерес фактът, че се установява разминаване в статичните и динамичните тестове у здрави индивиди и такива с ТМД. Средната електромиографска активност на дъвкателните мускули при покой е по-ниска при здрави индивиди ($1,90 \pm 1,20 \mu V$), за разлика от пациентите с

ТМД ($2,52 \pm 1,25 \mu V$). Отчетените стойности при максимална контракция са по-високи при здрави индивиди. Средната стойност при тях е $110,30 \pm 82,97 \mu V$ а при пациентите с ТМД $66,77 \pm 35,22 \mu V$. Подобни резултати дава и Tartaglia G., et al. (186), който изследва *m. masseter* и *m. temporalis* при максимална контракция при 103 пациента с ТМД и при 32 здрави лица. Мускулната активност е значително по-висока при здравите индивиди ($131,7 \mu V / \mu V\%$). Симетрията при *m. temporalis* е по-изразена при здравите индивиди (86.3%), отколкото при пациентите с ТМД (80.5-84.9%).

Значението на симетрично действие на мускулите е отбелязана и от Liu Z., et al. (117). Той изследва 24 души със смущения в ТМС (средната възраст на изследваните пациенти е 26.7 год.) и контролна група от 20 здрави индивида (средна възраст 27,1 год.). Резултатите показват, че асиметрията при максимална контракция, отчетена на *m. masseter* е значително изразена при пациентите със смущения в ТМС (30,5%), в сравнение с контролата (19,1%). Индексът на асиметрия на задната част на *m. temporalis* също е по-голям при ТМД пациентите (30,1%) в сравнение с контролата (17,4%). Асиметрията в ЕМГ потенциалите на предната част на *m. temporalis* е още по-изявена: налице е при 70% от пациентите с ТМД и само при 19,6% от контролите. (117).

Валидността и обективността на повърхностните електромиографски изследвания за разграничаване на здрави индивиди и пациенти с ТМС смущения са потвърдени от Woźniak (217). С най-голяма стойност са резултатите от активността на *m. temporalis* при максимална контракция и промените в активността на *m. masseter* по време на 10 секундна максимална контракция в централна оклузия

Цитираните резултати от повърхностна ЕМГ, представени по-горе, позволяват идентифицирането на ТМД пациенти.

II.4.2. ЕМГ и оценка на ефективността от лечението на ТМД

ЕМГ анализът е от полза и за оценка на ефективността от лечението. Такова изследване прави Ferrario V., et al. (73). Изследванията, проведени за установяване на невромускулното равновесие показват незабавния ефект на дезартикулираща шина върху мускулната активност при пациенти с ТМД. Шина с дебелина 2 мм. намалява електрическата активност на *m.masseter* и *m. temporalis* при покой и уравновесява мускулния тонус отляво и дясно (по-изразено при *m. masseter*), както и между *m.masseter* и *m. temporalis*. Подобен ефект на шината е докладван и от Botelho A., et al.(34), който при 15 случая с ТМД след поставяне на шина установява повишаване степента на симетрия между *m.masseter* и *m. temporalis* вляво и вдясно при максимална контракция. Резултатът, отчетен посредством ЕМГ е подобен на този при контролната група.

ЕМГ се използва и за по-задълбочено разбиране на патологията при пациенти с нарушена дъвкателна функция. Тя допълва стандартната клинична оценка, осигурявайки количествена информация за функционирането на зъбно-челюстната система при минимален дискомфорт за пациентите и без инвазивни процедури. Не на последно място ЕМГ е от полза при създаването на алгоритми на лечебните процедури и прави възможно контролирането им.

II.4.3. ЕМГ при пациенти с малоклузии

Голямата трудност за точното определяне на взаимоотношенията между лицевата морфология и функцията на зъбно-челюстната система произтича от големия брой причини за малоклузии, индивидуалните особености и множеството показатели, характеризиращи зъбно-челюстните деформации. Оттук една от основните цели на електромиографските изследвания е проучването и установяването на тази взаимовръзка.

Влиянието на вертикалната малоклузия върху електрическата активност на мускулите е описана от Yousefzadeh F., et al., (220). Направени са ЕМГ отвеждания от mm. temporalis, masseter, orbicularis oris и digastricus на пациенти на възраст 10,2 - 13,2 години с отворена захапка в предния участък. Пациентите с малоклузии показват по-ниска активност на мускулите по време на стискане, в сравнение със здрави индивиди. Изследвания на Ciccone de Faria et al., (51) върху пациенти със скелетна или зъбно-алвеоларна отворена захапка и здрави контроли показват, че най-висока електрическа активност на m.masseter и m. temporalis има при здрави индивиди при максимална контракция (85,27%). Значително по-ниска активност се отчита при субекти с дентоалвеоларна отворена захапка (61,52%) и най-ниска при пациенти със скелетна отворена захапка (42,13%). При дъвчене пациентите със скелетна отворена захапка показват най-ниска активност на мускулите.

Moreno I., et al.(131) определя влиянието на сагиталната малоклузия върху електрическата активност на дъвкателните мускули. Резултатите показват, че пациентите с клас II по Angle показват по-голяма активност на m. temporalis при преглъщане и дъвчене, а тези с клас III показват най – голяма активност на m.masseter и m. temporalis при максимална контракция. Стойностите на m. temporalis при контракция при клас I, II и III се различават значително: 185,40 μV , 123,46 μV , 226,80 μV респективно.

Електрическата активност на преден m.masseter и m. temporalis при различни скелетни типове в сагитална и вертикална посока, определени от ъглите $\angle ANB$ и $\angle SN-Go-Me$ изследват Cha B., et al. (49). Не се отчитат значителни разлики при m.masseter в покой при всички групи. Стойностите на m. temporalis в покой са значително по-високи при пациенти с клас III и $\angle SN-Go-Me > 36^\circ$. Както при покой, така и при максимална контракция стойностите за m. temporalis са по-високи при посочената група.

Много изследователи определят влиянието на трансверзалните малоклузии върху функцията на дъвкателните мускули. Moreno et al. (131) при кръстосана оклузия в задния участък установяват значително намаляване на мускулната активност в *m. masseter* от същата страна при максимална контракция, докато по-голяма сила се генерира от предния *m. temporalis*. Друго изследване показва, че този тип малоклузия засяга дъвченето, като активността на *m. masseter* е намалена от страната на кръстосаната захапка и е непроменена или увеличена от другата страна (149).

По-различни резултати докладват Тессо S., et al. (188). Авторите установяват, че електромиографската активност на *m.masseter* при пациентите с кръстосана оклузия и при контролната група са подобни, което предполага, че оклузалната промяна не е с предвидим ефект върху активността на мускулите. Отчитат значима разлика в стойностите при покой на предната част на *m. temporalis* при групата с кръстосана оклузия и при контролната група.

Анализът на гореспоменатите изследвания потвърждава, че краниофациалната морфология има значително влияние върху електрическата активност на *m.masseter*. Тези изследвания също така хвърлят светлина върху връзката между анатомията и физиологията в зъбно-челюстната система, което доказва ползата от повърхностната ЕМГ в клиничната диагностика на сагитални, вертикални и трансверзални малоклузии.

II.4.4. Повърхностна ЕМГ при ортодонтско лечение

В ортодонтията електромиографските изследвания допълват клиничното проучване на дъвкателната и лицевата мускулатура. Известно е, че зъбно-челюстните деформации оказват съществено влияние върху

активността на дъвкателните и някои лицеви мускули. От друга страна тази мускулатура играе значителна роля при оформянето на орофациалната система, като в много случаи нарушената ѝ дейност може да стане пряка или косвена причина за възникване на зъбно-челюстни деформации. От ортодонтска гледна точка електромиографията намира приложение в следните случаи:

- За изследване активността на мускулатурата на езика с оглед да се определи значението ѝ при оформяне на орофациалната система и ролята ѝ в етиологията и патогенезата на зъбно-челюстните деформации.
- За изследване активността на дъвкателната и лицевата мускулатура у индивиди със зъбно-челюстни деформации.
- За изследване активността на дъвкателната и лицевата мускулатура при пациенти, носещи апарати за коригиране на зъбно-челюстни деформации (6).

Невромускулният отговор при лечение с функционални апарати изследва Yamin-Lacouture et al. (218), като сравнява ефектите на три апарата – Herbst, Fränkel и Twin block при примати. Установено е достоверно понижение на функционалната активност на дъвкателната мускулатура.

При клас III пациенти се приема, че корекцията на кръстосаната захапка във фронталния участък увеличава активността на *m. masseter* и преден *m. temporalis*, и подобрява координацията им. Изследване на Deguchi и Iwahara (61) върху ефектите на лечение с подбрадник открива понижение на активността на *m. masseter* при дъвчене, както и липса на подобрене на координацията на ляв и десен *m. masseter* и *m. temporalis*.

Отчетена е по-ниска електромиографска активност на мускулатурата при клас III пациенти.

Ефектът на болката в зъбите по време на лечение с фиксирани апарати върху електромиографската активност е изследван от Goldreich H., et al. (78). След започване на лечението нивата на електромиографска активност спадат достоверно, което потвърждава факта, че болката, предизвикана от ортодонтско лечение повлиява функцията на мускулатурата.

Поради неразривната връзка между функция и морфология, една от възможностите на ортодонтското лечение е функционалната терапия. Целта на такъв тип лечение е да възстанови равновесието на мускулатурата и да коригира баланса на силите, предизвиквайки растеж и развитие на краниофациалните скелетни структури (66, 164). Това изисква електромиографски изследвания на дъвкателните мускули преди, по време на, и след лечение с цел проследяване и отчитане на ефективността на апаратите.

Един широко използван функционален сменяем апарат е активаторът, създаден от Андресен. Erdem A., et al. (66) оценява активността на мускулатурата при деца с клас II подклас 1 малоклузия, лекувани с апарата, като ги сравнява с контролна група нелекувани. ЕМГ се прави в началото на терапията и 12 месеца по-късно, за проверка на ефективността на функционалния апарат. Активността на m.masseter и m. temporalis при стискане, дъвчене и гълтане е увеличена и при двете групи, повече при групата с лечение. Активността на m. orbicularis oris при свирене с уста се увеличава значително само при групата с лечение.

Електромиографското изследване потвърждава, че използването на функционалния апарат – Occlus-o-guide , (Ortho-Tain Inc., Toa Alta, Puerto Rico) също постига целта на ортодонтската функционална терапия (164).

Изследвани са 13 деветгодишни деца с клас II дълбока оклузия и некомпетентни устни и 15 деца на същата възраст без малоклузии. Електричните потенциали на *m. orbicularis oris* са изследвани преди, 3 и 6 месеца след началото на лечението.

В сравнение с контролната група, групата с лечение показва в началото значително по-ниски стойности на мускулния тонус на долната част на *m. orbicularis oris* в покой и при протрузия. След лечение се наблюдава значително увеличение на мускулния тонус на долния *m. orbicularis oris* при покой 3 месеца след започване на лечението. Горната част на *m. orbicularis oris* показва значително увеличение при протрудирание на ДЧ, отчетено между 3-я и 6-я месец на лечението. След приключване на лечението пациентите достигат ниво на мускулната активност, подобно на това от контролната група, където не се отчитат промени в мускулния тонус.

Електромиографските изследванията са от полза също при определяне на показанията за прилагане на функционалните апарати в денонощието. За прецизиране на най-подходящо време за носене на апарата, изследвания в различно време на деня и нощта провеждат Niยามa S. et al. (85). Анализирана е нощната активност на *m. masseter* и супрахиоидните мускули по време на терапия с функционални апарати, какъвто е бионаторът. Не се откриват значителни промени в максималните стойности на електромиографската активност на мускулите, записани първите 3 часа без апарат и след като апаратът е бил в устата в продължение на 3 часа. Подобни заключения правят и Tabe H., et al. (184). Установено е, че нощем ефективността на функционалната терапия е ниска – активността на *m. masseter* и *m. temporalis* и *m. digastricus* с апарата в уста значително намаляват нощем в сравнение с носенето през деня. Авторите препоръчват дневно носене, съпроводено с волево стискане с цел адаптация на дъвкателните мускули, поради високата мускулна активност

при максимална контракция и по-високата активност като цяло денем. Това заключение е в подкрепа на находката от предишно изследване, а именно, че за да се постигнат желаните резултати не е препоръчително носене на апарати само по време на сън.

Ingervall B., et al. (92) изследват ефектите на лечението на клас II/1 с активатор през първата година. Не откриват намаление в активността на задната част на *m. temporalis*, въпреки че такова намаление е описвано като ефект от медиалното придвижване на долната челюст напред.

Leung D., и Hägg U. (112) изследват активността на *m. masseter* и *m. temporalis* по време на лечение с апарат на Herbst и определят като оптимално лечението с продължителност от 6 месеца.

Промени в активността на същите дъвкателни мускули, но при постепенно медиализиране на долната челюст описват Du X., и Hägg U., (63). Установява се увеличение на електрическата активност, особено на *m. masseter*.

Стабилността на резултата от лечението се проследява в ретенционния период. Изследвания на Sood S., (181) описват мускулния отговор по време на лечението с Forsus Fatigue Resistant Device. Авторите установяват, че подходящата нервно-мускулна адаптация настъпва на 6-ия месец от лечението. След 1 месец лечение се наблюдава намаляване на мускулната активност по време на преглъщане на слюнка и максимално волево стискане, като резултат на нестабилността на оклузията поради протрузия на ДЧ.

II.4.5. ЕМГ при оценка на ортодонтско-хирургично лечение.

Електромиографските изследвания позволяват оценка на ортодонтско-хирургичното лечение, чиято цел е да подобрят не само оклузията и лицевите характеристики, но и функциите. Trawitzki L., et

al.(193) открива повишаване на електромиографските потенциали на m.masseter и m. temporalis при максимална контракция (MVC) с хирургично коригирана малоклузия клас III. Въпреки подобрението, активността на мускулите остава по-ниска в сравнение с нелекуваните контроли. При група с ретрогнатични пациенти Van der Braber W.,et al. (201) не съобщава за промени в дъвкателната ефективност или MVC активността на дъвкателните мускули след хирургична корекция на деформацията. Всички регистрирани стойности са по-ниски от тези, отчетени при здрави контроли (215).

При пациенти с едностранна оперирана цепка на устната и небцето се установяват по-високи ЕМГ потенциали в покой, по-ниски ЕМГ потенциали при функция и по-високи нива на асиметрия на m. masseter и m. temporalis (114).

II.5. ДЪВКАТЕЛНА СИЛА

Максималната дъвкателна сила е индикатор за функционалното състояние на дъвкателната система (202). В денталната медицина тя се използва предимно за да се разбере механиката на дъвченето, за оценка на терапевтичните ефекти на протетични конструкции, за определяне на референтни стойности и при изследвания върху протезни конструкции. Редица изследвания потвърждават директната връзка между дъвкателната функция и максималната дъвкателна сила (142).

Максималната дъвкателна сила се отчита между зъбите с помощта на силомерни устройства, наречени гнатодинмометри. Понастоящем това са електронни устройства, чиито датчици са подходящи за поставяне между зъбните редици (67). Диапазонът на отчетените сили е между 50 и 800 N. Друга възможност за отчитане на силата между зъбите е

посредством пиезоелектричен филм, който се деформира от приложените сили и така се генерират потенциали, които се отчитат с помощта на компютър (200).

Според Carlsson G. (43) дъвкателната ефективност зависи от дъвкателната сила и от редица други фактори. Дъвкателната ефективност и максималната сила на ухапката са два фактора, определящи функционалното състояние на дъвкателния апарат (43). Максималната сила на ухапката се дефинира като максималната упражнена сила без болка в пародонта на натоварените зъби (74, 82). Според Black (по Филчев, А., Р. Ралев, (9) максималната дъвкателна сила е около 390 кг, а максималната сила на ухапката (отчетена при дъвчене) при хора със запазено съзъбие рядко надминава 50-60 кг. (9).

Максималната сила на ухапката варира в зависимост от мястото в зъбната дъга, където се отчита. Най-висока е в областта на моларите, а във фронталните част е с $1/3 - 1/4$ по-слаба.

По-голямата пародонтална площ предполага и по-голямата сила при моларите (около 57 кг.), в сравнение с премолари (29кг.), кучешки (21 кг.), и около 16 кг при резците (1) .

Manns, A., et al. (123) установява максимални стойности на силата на ухапката при интероклузално разстояние 10-20 мм. Това разстояние е от значение, когато се сравняват данни, получени от различни устройства. Helkimo E. et al. (81) отчита повишаване на максималната сила до 20 мм отстояние, последвана от спад и отново увеличение при интероклузално разстояние над 40 мм. Полов диморфизъм при максималната сила на ухапката отбелязва Sargentini et al., (166), според когото стойностите са по-високи при мъже, отколкото при жени, и разликата намалява с

увеличаване на възрастта. Proffit WR et al. (154) открива при деца 152 N при 6 mm интероклузално разстояние между моларите и 171 N при 2,5 mm.

Braun S. et al., (37) при изследване на 457 индивида между 6 – 20 години установява, че максималната сила на захапката е средно 175 N, като стойностите се увеличават с възрастта и в зависимост от пола (у мъжете стойностите са по-високи). Според Dean J. S., et al. (60) средните стойности на максималната сила на захапката в моларната област са 490 N при мъже и 402 N при жени с естествено съзъбие. При изследване на 63 жени и 59 мъже, Bakke M., et al. (18) измерва средни стойности на максималната сила на захапката от 522 N при мъжете и 441 N при жените. Според Osborne J. W., et al (144) максималната сила на захапката във фронталната област е средно 190 N при мъжете и 50 N при жените. Braun S. et al., (35) смята, че средните стойности на максималната сила на захапката при мъже и жени са около 738 N и тя зависи от: мястото на разположение на изследвания апарат (фронтално, унилатерално, билатерално), размера, материала за изработка и еластичността на изследвания апарат, точността на измерване на апарата, страха от болка или счупване на зъб от страна на пациента, чувствителността на зъбите, мускулите и долночелюстната става.

Ако рамото на мандибулата е по-изправено и гониалният ъгъл е относително по-остър, това дава по-голямо механично преимущество за дъвкателните мускули. С увеличаване на гониалния ъгъл механичните преимущества на мускулите започват да намаляват и еквивалентни усилия на мускула ще произведат по-малка сила при дентална оклузия. Тази гледна точка предполага, че оклузалната сила отразява взаимовръзката между форма и функция (190).

Hellsing E et al. (83) при малка група възрастни отчитат максимална едностранна сила от 272 N. Osborne J., et al. (144), също в малка група отчитат дъвкателна сила между резците при мъже 190 N и при жени 50 N.

При пациенти преди ортогнатна хирургия са отчетени средно 490 N при мъже и 402 N при жени (60). Bakke M., et al.(18) отчитат средна сила между моларите 522 N при мъже и 441 N при жени. Тези изследвания свидетелстват за наличие на зависимост на дъвкателната сила от пола.

Braun S et al., (35) отчитат средна максимална сила от 738 N при билатерално отчитане и мек датчик. Междуполовата разлика е 25 % в полза на мъжете, като не се открива зависимост с възрастта, която при изследваните е от 26 до 41 години.

Големите разлики в максималната дъвкателна сила при различните изследвания се обясняват както с анатомични и физиологични характеристики на изследваните, така и с различните техники на изследване. Дъвкателната сила може да се отчете с помощта на различни датчици, пиезоелектричен филм, гнатодинамометър, кварцов датчик, чувствителни на налягане плаки, чувствителни на натиск резистори. (105).

Изследванията във връзка с максималната сила на ухапката при сагитални и вертикални малоклузии са сравнително ограничени. Едно изследване на максималната сила на ухапката при индивиди с нормална оклузия, с клас I и клас II малоклузия и при пациенти с хипо- и хипердивергентен лицев тип показва, че силата на ухапката варира в зависимост от вертикалната лицева морфология и индивидите с хиподивергентен тип показват по-високи стойности на силата на ухапката в сравнение с хипердивергентните (169). Авторите установяват също, че няма достоверна разлика между стойностите на дъвкателната сила при индивиди с клас I малоклузия по Angle и клас II скелетна малоклузия. Силата на ухапката при мъжете е по-висока отколкото тази при жени във възрастта между 17 и 25 години при 15 мм разстояние между зъбите по време на измерването (169). Установено е, че силата на ухапката се повишава с увеличаване на отварянето на челюстите до нива от 15 до 20

мм междуинцизално разстояние, което съответства на оптималната дължина на саркомерите на дъвкателните мускули. При по-голямо отваряне дъвкателната сила започва да намалява (123, 146).

Някои данни сочат, че силата на стискане на зъбите не се различава при различните малоклузии по Angle у деца (180). При сравняване на ЕМГ активността при групи с малоклузия клас I, II и III Sonnesen L. et al. (180) не установява различия между групите що се отнася до максималната сила на захапката. Sathyanarayana NP. et al., (169) установяват, че хиподивергентните пациенти показват най-високи стойности на силата на захапката в сравнение с останалите изследвани групи. Подобни данни съобщават и Ingervall B. et al, (89), които установяват, че по-голямата сила на захапката корелира положително с по-малка предна и по-голяма задна височина на лицето, както и с по-малко дивергентно и по-широко лице. Установена е значима корелация между силата на захапката и размера на тип II влакната на *m. masseter*, но не и с тип I и интермедиерните влакна. Тези данни дават основание да се заключи, че за силата на захапката от значение са преди всичко тип II влакната (160). Според Sathyanarayana NP. et al., (169) индивидите с хипердивергентен лицев тип показват най-ниски стойности на максималната сила на захапката в сравнение с останалите изследвани групи, както и по-ниски средни стойности. Данните на Bakke M. et al., (21) също потвърждават тези резултати, като установяват положителна корелация между силата на дъвкателните мускули при статични и динамични състояния и броя на оклузалните контакти. Според Van Spronsen P. et al. (206) дъвкателните мускули на възрастни индивиди с дълго лице (хипердивергентни) се характеризират с хипоактивитетна атрофия, тъй като ниската мускулна сила не може да бъде обяснена единствено с малкия напречен размер на мускулите. Подобни данни съобщават и Proffit W. et al.,(153) още през 1983г, които установяват, че

индивидите с дълго лице имат с 50% по-ниска сила на захвапката в сравнение със стойностите при нормодивергентните индивиди.

Максималната волева сила на захвапката (MVBF) е свързана физиологичното състояние на дъвкателната система и от своя страна влияе върху ефективността на мускулната функция, развитието на дъвкателната функция и на зъбите (37, 208). В областта на първите молари са установени големи вариации по отношение на дъвкателната сила (153). Едно от обясненията за описаните различия е, че отделните проучвания са провеждани при различни популации или с различна регистрираща техника и инструменти. Въпреки това при оценката на максималната волева сила на захвапката се имат предвид редица фактори като състояние на съзъбието, силата на мускулите – затварячи, както и болковия праг на изследваните индивиди. Допуска се също, че силата на захвапката варира в различните области на устната кухина, като най-висока е в областта на първите постоянни молари. (191). Твърде вероятно е също така, силата на захвапката да зависи от степента на отваряне на устата, т.е. от дължината на мускулните влакна.

Има данни, че MVBF варира при различните възрастови групи. Според Abu Alhaija E. et al., (11) тя е по-висока у възрастни с къси лица и скелетна дълбока захвапка отколкото при индивидите с дълго лице и отворена захвапка. Тези корелационни взаимоотношения са по-слабо изразени при децата (180). Също така се приема с голяма вероятност, че симптомите и признаците на темпоромандибуларната дисфункция могат да оказват влияние върху нормалната дъвкателна функция и мускулната сила както при деца (64), така и при възрастни (106). Дъвкателната функция е понижена при пациенти с малоклузии в сравнение с тези с нормална оклузия (65, 219, 194).

Що се отнася до общата мускулна сила, до пубертета тя е еднаква при момичета и момчета. Според Kiliaridis S. et al., (99) и Braun S. et al.,

(37) различията в полово-зависимата сила на захвапката се появяват в следпубертетния период във връзка с по-значимото развитие на мускулатурата у момчета под въздействие на андрогените, както и че намаляването на оклузалната сила е свързана с отслабена дъвкателна функция с напредване на възрастта (86). Докато някои изследователи при изследване на силата на захвапката вземат предвид само факторите възраст и пол (37), други проучват взаимовръзката на силата с телесна маса, ръста и индекса на телесната маса (ИТМ) (41,44). Varga S. et al (208) изследват силата на захвапката у 60 души на 15 и 18 годишна възраст, за да установят дали у лица с нормална оклузия стабилизирането на MVBF настъпва между 15 и 18 години, а също така да изследват влиянието на пола, индекса на телесната маса (ИТМ), морфологичната оклузия и степента на отваряне на устата. В проучването си не установяват корелация между максималната сила на захвапката с индекса на телесната маса, което е в съответствие и с резултатите, получени от Braun S. et al., (36) и Castelo PM, et al., (2007).

При билатерално отчитане на дъвкателната сила с мек датчик Braun S et al., (35) отчитат средна максимална сила от 738 N. Разликата в силата между мъже и жени е с 25% по-висока в полза на мъжете. Не се открива зависимост с възрастта, която при изследваните е от 26 до 41 години. Счита се, че в тази възраст растежът е приключил и все още не е налице възрастовото намаляване на мускулната сила.

При пациенти с неутрална оклузия при прилагане на множествен регресионен анализ възрастта и полът най-добре прогнозира **MVBF**. Разширената регресия показва, че 31.3 % от стойността на силата на захвапката се влияе от пола и възрастта (208). MVBF дава полезна информация за обективна оценка на оклузията, но изследванията при пациенти с нормална оклузия са сравнително малко. Според Shinogaya T.

et al., (177) , 80 % оклузалната сила се разпределя в областта на моларите. Когато се измерва силата на захващата особено внимание трябва да се обърне на метода на измерване и на измерващите уреди, тъй като те могат да повлияят точността на окончателните резултати. За по-голяма точност също се препоръчва неколккратно измерване и използване на средните стойности (44). Стойностите на захващата при уни- и билатералните изследвания значимо корелират и са подходящи за оценка на функционалното състояние на дъвкателната система (202).

Известно е, че според лицевата морфология индивидите се разделят на три типа: хиподивергентни, нормо- и хипердивергентни. Общоприето е схващането, че съществува връзка между оклузалните сили и лицевата морфология. (11). Има данни, че силата на захващата в областта на моларите при индивидите с нормално лице е близо два пъти по-голяма от тези с дълго лице. Индивидите с късо лице са със сила по-висока от тази на нормодивергентните индивиди (153). Съществуват големи различия в стойностите на максималната сила на захващата при различните проучвания. Те се отдават на различни фактори, които се определят като индивидуални и методични. Индивидуалните включват физичната характеристика и краниофациалната морфология. Данните относно зависимостта от антропометричните променливи също са противоречиви. Докато Shiau Y. and Wang J. (175) съобщават, че силата на захващата нараства с възрастта, ръста и телесната маса, Braun S et al (35) установява ниска корелационна зависимост между силата на захващата и антропометричните параметри. По отношение на половите различия данните също не са еднозначни. Много автори съобщават за по-високи стойности на дъвкателната сила при мъжете в сравнение с жените (97, 208). Има данни, както експериментални, така и клинични, че хранителните навици и консистенцията на храната оказват влияние върху силата на захващата (52, 109). При млади индивиди в селски райони са

измерени по-високи стойности на силата на захапката, което се свързва с навиците за употреба и дъвчене на по-твърда храна. Факторите, свързани с методичните различия при измерването са интероклузално разстояние, локализиране на измерващия уред върху съзъбието, позиция на главата при измерването (11). При йордански студенти с хипо-, нормо- и хипердивергентен тип лице и на възраст между 20 и 23 години е измерена максималната сила на захапката. Средната стойност на силата е 573.42 ± 140.18 N. Най-високи стойности установяват при индивидите с късо лице, докато най-ниски са стойностите при индивидите с дълго лице. За отбелязване е, че авторите установяват положителна корелация между максималната сила на захапката и индекса на телесната маса. Тези данни съвпадат със съобщените от Sasaki K. et al. (167) и Kiliaridis S et al. (99). Не се установяват полови различия, както и различия между индивидите с различен тип функционална оклузия или с наличие на парафункционални навици. Липсата на различия в силата на захапката между индивиди с и без парафункционални навици е установена също и от Cosme D. et al., (53).

Намаляването на мускулната маса и сила е процес при застаряващия индивид, който е съпроводен и с отслабващи функции. Морфологично се характеризира с намаляване броя и размера на мускулните влакна (87). Редукцията на мускулите с напредване на възрастта се обяснява с трансформиране на мускулната тъкан в мастна тъкан или с намалена мускулна активност у възрастните (95). Най-голяма дебелина на *m. masseter* и *m. temporalis* Palinkas M. et al. (145) установяват при мъжете във възрастовата група 41-60 год. както при покой, така и при контракция. При жените тя е съответно най-висока при покой във възрастта 41-60 г докато при контракция във възрастта 13-20 год. Интерпретацията на тези данни представлява интерес, тъй като корелацията на мускулната дебелина с максималната сила на захапката и при двата мускула и при двата пола е най-силна във възрастовия интервал 13-20 год. Приема се, че факторът

пол може да влияе върху силата на захапката, тъй като мускулната маса и размер обикновено са по-високи у мъжете (32).

В заключение може да се отбележи, че стойностите на максималната сила на захапката варират много според различните автори. Тези вариации могат да се дължат на няколко фактора:

1. Разположение на отчитащия уред – едностранно, двустранно, положение – по-напред или по-назад в зъбната дъга;

2. Материалът, от който е направена частта от уреда между зъбите – когато е от метал може изследваните да не захапват максимално от страх от счупване на зъб;

3. Размерът на междузъбната част може да е прекалено висок и да отдалечи кондилите от фосата твърде много;

4. Неподатливостта на датчика между зъбите. Това може да бъде причина за субмаксимално стискане;

5. Отговора в динамика (dynamic responsiveness) и точността на датчика;

6. Чувствителността на зъби, мускули, и ТМС. (35).

II.6. Заключение от литературния обзор

На **първо място** въпреки множеството проучвания все още съществуват дискуссионни, недостатъчно проучени и нерешени въпроси относно разлики в **ЕМГ активността** на *m. temporalis* и *m. masseter* и връзката между електромиографската активност на дъвкателните мускули и вертикалните размери на лицевия скелет.

Така някои автори установяват при здрави индивиди по-висока ЕМГ активност при *m. masseter* в сравнение с *m. temporalis* (135). Други изследвания сочат, че са установени по-високи стойности на *m. temporalis* в сравнение с *m. masseter* при пациенти както преди, така и след лечение (185). Що се отнася до взаимовръзката ЕМГ активност/лицев тип данните също не са еднопосочни. Има данни, че мускулната активност на *m. temporalis* и *m. masseter* се увеличава с намаляването на ъглите \angle M/SN, \angle M/FH и \angle M/SpP (132). Това заключение е подкрепено и от други проучвания (130, 15, 173). От проучената литература установихме, че данните относно разлика в мускулната активност между различните лицеви типове са много оскъдни и недобре проучени.

На **второ място** дискуссионен остава въпросът има ли физиологична **асиметрия** на изследваните мускули. При установена такава каква е разликата в мускулната активност при максимална контракция. Когато се разглежда въпросът за наличие на асиметрия на дъвкателните мускули от значение е дали се касае за здрави лица или за индивиди с темпоромандибуларна дисфункция. Така при здрави е отчетен най-нисък индекс на асиметрия, макар и различен от нула (10,70). При пациенти с оплаквания от ТМС и такива с едностранно дъвчене асиметрията ляво/дясно е най-силно изразена.

На **трето място** недостатъчно изяснен е въпросът относно взаимовръзката лицев тип/дъвкателна сила. В литературата оценката на дъвкателната сила най-често се разглежда във връзка с лицевия тип, половата принадлежност и възрастта на изследваните лица. Има изследвания, които отчитат и телената маса и индексът на телесна маса като фактор, влияещ върху силата на захвапката. Вероятно поради намесването на изброените по-горе фактори резултатите относно силата на захвапката не винаги са еднопосочни, което поставя въпроса за по-обстойно проучване на този параметър.

Sathyanaarayana H et al. (169) установяват, че лицевата морфология повлиява дъвкателната сила. Abu Alhaija ESJ et al (11) също открива достоверни разлики в дъвкателната сила при млади индивиди с хипо-, нормо- и хипердивергентен тип, демонстрирайки зависимост между лицевата морфология и дъвкателната сила, докато други не установяват корелация между морфологичният лицев индекс и дъвкателната сила (125). Стойностите на дъвкателната сила при различните изследователи също така значително варират, което дава основание за допълнително изследване на този показател. Редица автори установяват по-ниски стойности при хипердивергентните индивиди в сравнение с нормо- и хиподивергентните (11, 153).

На **четвърто място** влиянието на възрастта и пола върху ЕМГ активността на *m. masseter* и *m. temporalis* и върху дъвкателната сила не е достатъчно изяснено. Редица автори установяват, че ЕМГ активността на дъвкателните мускули при мъже е по-висока, отколкото при жени (71, 159), докато други съобщават за по-високи стойности на мускулната активност при жени (150). Abu Alhaija ES, et al., (11) не установява разлика в ЕМГ активността на дъвкателните мускули между жени и мъже. Когато се оценяват половите различия в дъвкателната сила най-често

авторите отбелязват като фактор и възрастта на изследваните индивиди. Не е установена разлика в дъвкателната сила между момчета и момичета във възрастовия диапазон 7-13 год., но такава е налице след 17 годишна възраст (99,75).

Подобни изследвания не са правени върху българи.

Проучването на нерешените и дискуссионните въпроси в тази област ни дава основание да считаме, че те могат да бъдат цел на дисертационен труд.

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Цел на настоящия дисертационен труд е да се изследва мускулната сила и електромиографската активност на *m. masseter* и *m. temporalis* при пациенти с три лицеви типа – нормодивергентен, хиподивергентен и хипердивергентен, а също така и да се проучи корелационната зависимост между електромиографска активност и дъвкателна сила.

За изпълнение на така формулираната цел си поставихме следните **задачи**:

1. Определяне на относителния дял на трите вида лицев тип, изследване на антропометричните показатели според лицевия тип и половото разпределение във всяка от групите (1-6).

2. Изследване на мускулната активност на *m. masseter* и *m. temporalis* в отделните групи.

3. Изследване на дъвкателната сила при лица с различен скелетен тип.

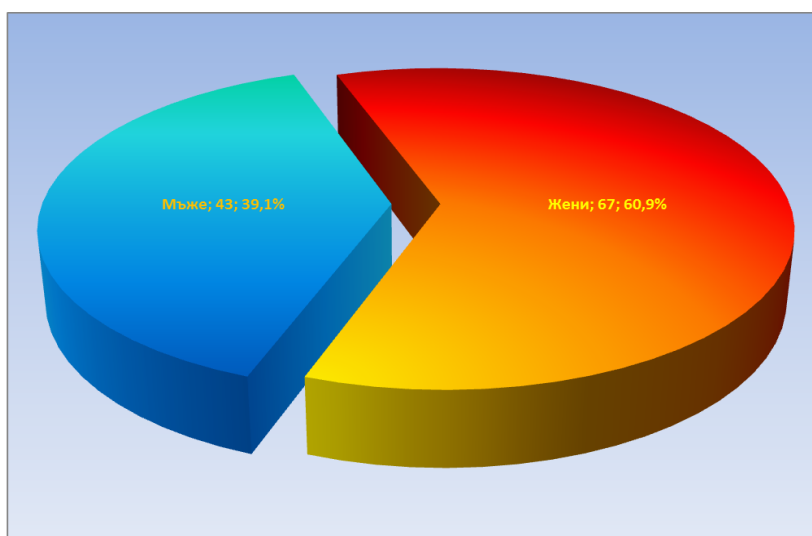
4. Изследване на корелационната зависимост между следните параметри:

- дъвкателна сила и ЕМГ на дъвкателните мускули.
- възрастовата зависимост на изследваните показатели.

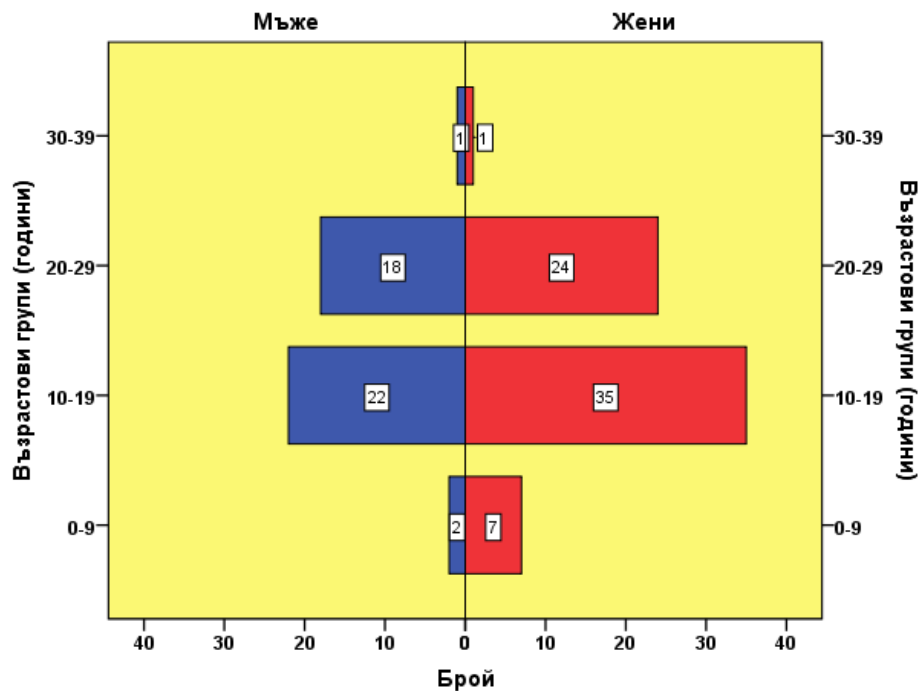
5. Изследване на половите различия в някои антропометрични показатели, ЕМГ активност и дъвкателна сила.

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ**IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ****IV. 1. МАТЕРИАЛ**

В настоящото изследване са включени пациенти, потърсили ортодонтска консултация в Катедрата по Ортодонтия към Факултета по Дентална Медицина, Медицински Университет – София, студенти по Дентална медицина от IV-ти и V-ти курс, обучавани в Катедрата по Ортодонтия през периода 2014-2016 год. и пациенти, на които предстои лечение в частната практика на дисертанта. В проучването участваха 110 пациента на средна възраст 17.08 ± 6.02 години, в диапазона 7-35 години. От тях 43 (39,1%) са мъже и 67 (60,9%) жени (фиг. 4). Възрастовата група с най-голяма численост (22) при мъжете е 10-19 години, следвана от 20-29 години с 18 лица, а с най-малка (1) – 30-39 години. При жените с най-голяма численост (35) е възрастова група 10-19 години, следвана от 20-29 години с 24 лица, а най-малка 30-39 години с един изследван. Групата 7-9 години е от 9 изследвани (2 момчета и 7 момичета) (фиг. 5).



Фигура 4: Разпределение на участниците в проучването по полова принадлежност



Фигура 5: Разпределение на участниците в проучването по пол и възрастови групи

При всички участници в проучването изследването включваше:

- рентгенографско изследване – профилна телерентгенография;
- снимане на отпечатък;
- електромиографско изследване на m. masseter и m. temporalis, отразено в протокол на изследването. Протоколът е специфичен за изследването и е включен в софтуера към апарата, с който е провеждано измерването.
- изследване на мускулната сила с гнатодинамометър;

Всички данни се нанасяха в анкетна карта на пациента.

Критерии за подбор на изследваните лица:

- **Критерии за включване на индивидите в изследването:**
- без оплаквания от темпоромандибуларната става;
- без болка при стискане на зъбите;

- с налични зъби с антагонисти в областта на премоларите, първите постоянни молари и при пациентите със смесено съзъбие налични втори временни молари;
- добра устна хигиена и без данни за остър възпалителен процес.

В изследването не бяха включени:

- лица, на които в момента на изследването се провежда ортодонтско лечение или е било проведено такова.
- имат възпалителен процес в устната кухина/венците
- липсват им зъби в дисталните участъци (липсващи антагонисти при моларите).
- имат данни за бруксизъм

IV. 2. МЕТОДИ

Включените в проучването бяха подробно информирани за същността на всички изследвания и беше взето информирано съгласие от изследваните или от родителите им.

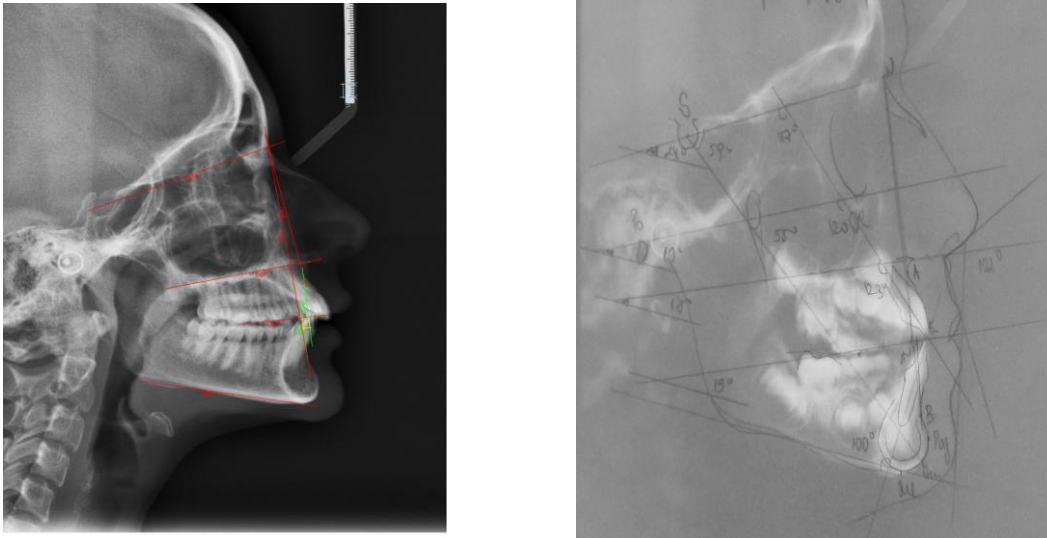
За провеждане на проучването бяха използвани следните методи:

1. Рентгенов метод: профилна телерентгенография в централна оклузия.

1. Определяне на краниофациалната морфология.

Профилна ТРГ в централна оклузия беше използвана за определяне на краниофациалната морфология (Фиг. 6). За оценка на лицевия тип бяха използвани стандартни цефалометрични точки и равнини, определени върху плака и разчертани на ръка върху паус с помощта на автоматичен молив с графит 0,5 mm. За целта на изследването са определени и използвани:

- мандибуларна равнина (M), определена от точките Me (menton), и най-ниската точка в областта на ъгъла на долната челюст;



Фиг. 6 Телерентгенография в профил – основни равнини и разчертана на паус.

- равнина SN – през точка S – геометричен център на sella turcica, и т. N – най-предна част на sutura nasofrontalis;
- Спинална равнина (SpP) – през spina nasalis anterior и spina nasalis posterior. Изследваните лица бяха разделени според ъгъла, сключен между мандибуларната равнина с двете основни равнини: SN и SpP/спинална равнина/. В зависимост от стойностите (в градуси) се оформиха три лицеви типа: хипо-, нормо- и хипердивергентен тип, на които спрямо SN съответстват групи 1, 2 и 3, а спрямо SpP – групи 4, 5 и 6. Стойностите за отдиференциране на групите са показани по-долу:

Спрямо SN:

Група 1. Хиподивергентен - с ъгъл M/SN $< 29^\circ$.

Група 2. Нормодивергентен - ъгъл M/SN между 29° и 35° .

Група 3. Хипердивергентен - с ъгъл M/SN $> 35^\circ$.

Спрямо SpP:

Група 4. Хиподивергентен - с ъгъл M/SpP $< 22^\circ$.

Група 5. Нормодивергентен - ъгъл M/SpP между 22° и 28° .

Група 6. Хипердивергентен - с ъгъл M/SpP $> 28^\circ$.

Ъглите между гореспоменатите равнини бяха отчитани с точност до $0,5^\circ$.

2. Биометричен метод – изследване на гипсови модели.

На модели беше отчетено покритието в mm. с точност до десети от милиметъра (Фиг. 7), при горен и долен десни централни резци. В централна оклузия с графит беше отбелязвано покритието върху долния резец, като моливът е успореден на оклузалната равнина. При наличие на отстояние във вертикална посока, отчитането се прави с браншовете на шублера за измерване на вътрешен диаметър и отчетената стойност се въвежда със знак минус „-“. Големината на покритието беше изчислена като процент от височината на клиничната корона на долен централен резец.

При един от пациентите поради фрактура на горен десен централен резец бяха ползвани левите централен горен и долен резец.



Фигура 7. Отчитане на покритието.

3. Електромиографски метод – повърхностна електромиография (sEMG).

Изследваните получаваха подробни инструкции относно максимално силно стискане на зъбите и отпускане на мускулатурата при вербален сигнал.

Отчитането на електромиографската активност на всеки от изследваните мускули се провежда трикратно.

По време на изследването пациентът е седнал на стола на дентален юнит с изправена глава без опора в тетиерата. Стремяхме се Франкфуртската равнина да е успоредна на пода. Кожата на мястото на прикрепване на електродите се изтрива старателно с марля, напоена със 70° спирт. При наличие на грим процедурата се повтаря неколкократно, докато марлята след изтриване на кожата остане чиста. За да не се компрометира изследването, мъжете са инструктирани да се обръснат старателно.

Почистват се местата на кожата, където ще бъдат залепени електродите. Изчаква се около 1 минута до пълно изсъхване на спирта. Поставянето на електродите е съобразено с препоръките на съгласуваните европейски изисквания SENIAM.

То трябва да отговаря на следните изисквания:

Да е осигурен добър контакт на електродите с кожата, да е ниско съпротивлението електрод-кожа, нисък шум и стабилно ниво на съпротивлението и химическата реакция с кожата. Използвахме електроди от Ag/AgCl които осигуряват стабилно предаване на потенциалите при нисък шум. Най-често ползваните електроди са с кръгла форма, но се ползват и такива с правоъгълна форма.

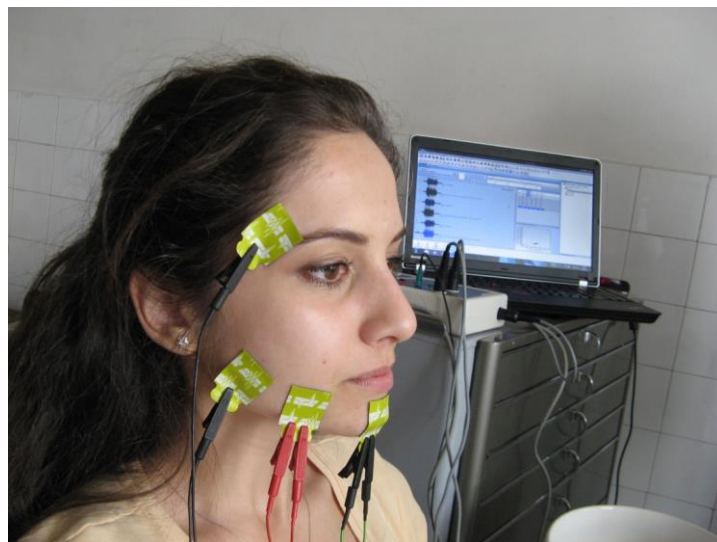
Използваните от нас електроди са за еднократна употреба, с фабрично нанесен гел Ag/AgCl върху метална основа и размери 34x22 mm. Тъй като според Hermens HJ., et al., (84) еднаквата площ на електродите дава едно и също съпротивление и шум, без значение от формата.

*** изказваме специална благодарност на Д-р Диана Цакова за осъществяването на електромиографските изследвания.**

Поставяне на електрод върху *m. masseter* : операторът застава зад изследвания, палпира мускулното коремче и го инструктира да стисне зъби. След определяне на най-проминиращата част на мускула електродът се залепва успоредно на мускулните влакна, на около 3 см над и пред ъгъла на долната челюст.

Поставяне на електрод върху *m. temporalis*: мускулното коремче се палпира по време на контракцията, като електродите се лепят вляво и вдясно вертикално, по продължение на предния ръб на мускула, който се проектира върху фронто-париеталната сутура, приблизително над дисталния край на веждата, между веждата и линията на косата (окосмената част на главата).

Референтният електрод се залепва двустранно на ръба на долната челюст, медиално от *m.masseter* и дистално от *m.mentalis*, приблизително по средата между ъгъла на челюстта и брадата. Заземяващ електрод се залепва върху брадичката. (Фиг. 8 и 9).



Фиг. 8 Пациент в профил с електроди.



Фиг. 9 Пациент в анфас с електроди.

На лявата китка след намокряне с вода се поставя допълнителен заземяващ електрод. (Фиг. 10)



Фиг. 10. Допълнителен заземяващ електрод за китката

Електромиографската активност беше изследвана с помощта на двуканален апарат с вграден токов стимулатор Neuro-EMG-Micro (NEUROSOFT, Русия).

При всички изследвани са използвани са едни и същи кабели тип „крокодил“ (Фиг. 11), отвеждащи сигнала до апарата (Фиг. 12).



Фиг. 11 Кабел тип крокодил. Черен кабел – активен електрод, червен кабел - референтен електрод; зелен кабел – заземяващ електрод.

Програмата за регистриране и анализ на ЕМГ “Neuro-MEP.NET Ω ”, визуализира резултата на монитора на хардуерно и софтуерно подходящ преносим компютър.



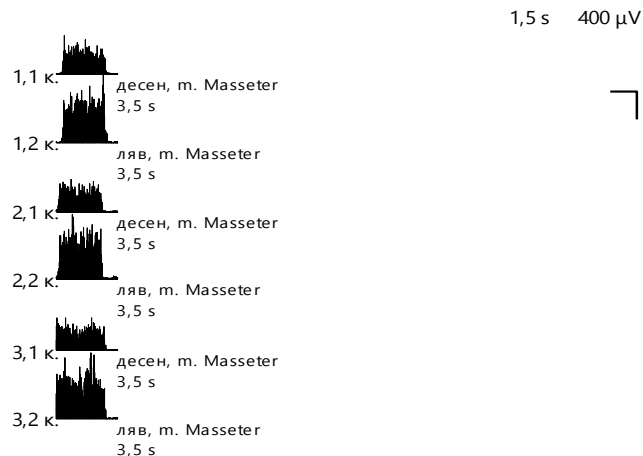
Фиг. 12 Апарат “Neuro-EMG-Micro2”

Отчитанията на електромиографската активност се правят в следната последователност:

1. Десен masseter, десен temporalis
2. Ляв masseter, ляв temporalis
3. Десен masseter, ляв masseter

4. Десен temporalis, ляв temporalis

Във всяка комбинация се правят по три измервания, при които се отчита максимална и средна амплитуда на средноквадратичните стойности на съкращението в микроволти. Автоматично се отчита и продължителността на контракцията в секунди (Фиг. 13).



Фиг. 13 Електромиографски запис.

Предимство на метода е, че ЕМГ потенциалите се отвеждат при статични условия (изометрична контракция), при лесно повторяемо положение на долната челюст – централната оклузия. Друго предимство е, че стискането се упражнява в естествена позиция и не се влияе от присъствието на уред, пречещ на централната оклузия.

4. Изследване на силата на захапката с гнатодинамометър.

За осъществяването на тази задача беше използван универсален силомерен апарат – гнатодинамометрична система GD500.1* (Фиг. 15). Комплектът на системата се състои от програмируем индикаторен блок GD500.1 (Фиг. 17), тензометричен силомерен модул 500 N (Фиг. 16) и

зарядно устройство.

Техническите данни на индикаторния блок **GD500.1** са както следва:

Клас на точност	–	0.1
Брой входящи тензометрични канали	–	1
Обхвати на измерване дел.	0 ... 1023	



Фиг. 15. Гнатодинамометрична система GD500.1

Техническите данни на модул **500 N** са следните:

Измервателен обхват	N 0 ... 700
Доп. претоварване %	150
Измервателна база на вилицата mm	8,7

Работата с гнатодинамометричната система включва следните стъпки:

1. **Свързване.** Тензометричният модул се свързва към входа Input на програмируемия индикаторен блок



Фиг.16. Тензометричен силомерен модул 500 N

2. Включване на захранването на индикаторния блок посредством ключето Power ON/OFF, разположено на предната страничната стена. При изправност на системата, светват индикаторите на дисплея и един светещ диод.

Индикаторният блок (Фиг. 17) се управлява посредством 3 бутона.



Фиг. 17. Програмируем индикаторен блок GD500.1

* Гнатодинаметричната система е разработена с помощта на инж. Ал. Тацов и д-р Т. Дражев.

Единицата за отчитане на силата се представя в нютони (N). При първоначално включване устройството е готово за работа в режим „измерване на максимална стойност“. За да се премине в режим „линейно измерване“, трябва да се натисне бутон „Mem ON/OFF“, тогава светодиодът „ON“ угасва и устройството е готово за работа в този режим. Относителната нулева стойност се установява с бутона „Reset“.

Отчитане на дъвкателната сила с помощта на гнатодинамометър (ГДМ).

С помощта на гнатодинамометър дъвкателната сила беше отчитана в областта на първите постоянни молари.

От всички 110 души силата на захапката посредством ГДМ беше изследвана при 68 лица – 35 жени и 33 мъже.

Изследваните са разположени на стола на юнит, като тетиерата е отклонена назад, така че главата е без опора, с франкфуртска равнина успоредна на пода и поглед, отправен в хоризонта. Преди всеки нов изследван силомерният тензометричен модул се дезинфекцира като се обтрива с марля, напоена с Desident spray (Spofa Dental a.s., Полша).

Пациентът се подканя да отвори широко уста, за да може да се позиционират хоризонталните плоскости (т. нар. **вилища**) в областта на вторите премолари (или вторите временни молари, ако са налични) и първите постоянни молари.

Модулът се държи от изследващия така, че хоризонталните плоскости, които се захапват да са успоредни на оклузалната равнина на горната челюст (Фиг. 14). Така при упражняване на натиск от изследвания при затваряне на долна челюст уредът и главата остават в същото положение. Измервателната база на вилищата е висока 8,7 mm, като за комфорт на пациента и за да се минимализира риска от фрактура на твърди

зъбни тъкани се увива с марлен компрес 5x5 сантиметра (Медика АД, България), което допълнително увеличава междуоклузалното разстояние с около 1 милиметър след стискането със зъби.

Всеки изследван стиска силомерният тензометричен модул трикратно: един път максимално, втори път с около 1/3 от силата, и трети път с около 2/3 от максималната сила. Изследваните са инструктирани да стиснат до определената стойност наблюдавайки показанията на дисплея на програмируемия индикаторен блок за да се ориентират и да задържат контракцията на съответното ниво за около 5 секунди. При достигане на желаната сила на стискането (контракцията) се отвежда електромиографски запис от същата страна, едновременно от *m. masseter* и *m. temporalis*. След запис за около 3 секунди изследваните получават инструкции да отворят уста. Изследването се прави последователно вдясно и вляво.

Между стисканията има около 30 секундна почивка за даване на инструкции и запис на показанията. По време на стискането изследваните са вербално насърчавани да стискат до определената стойност и да задържат контракцията.

Всички измервания се нанасяха и архивираха в програмата Microsoft Excel 2010, за да бъдат статистически обработени.

Целта на едновременната регистрация на ЕМГ и дъвкателна сила беше да се установи дали съществува взаимовръзка между силата, измерена в нютони (N) и ЕМГ – потенциалите. Целта на различните по сила съкращения беше да се установи дали съществува или не линейна зависимост между мускулната сила и ЕМГ потенциалите.



Фиг. 14 . Симултанно отчитане на силата на захапката с помощта на гнатодинамометър и на електромиографска активност.

5. Статистически методи

Статистическите данни бяха въведени и обработени с помощта на статистическия пакет IBM SPSS Statistics 23.0. За ниво на значимост, при което се отхвърля нулевата хипотеза, бе прието $p < 0.05$.

Бяха приложени следните методи:

1. *Дескриптивен анализ* – в табличен вид е представено честотното разпределение на разглежданите признаци, разбити по групи на изследване.
2. *Вариационен анализ* – за оценка на характеристиките на централната тенденция и статистическо разсейване.
3. *Графичен анализ* – за визуализация на получените резултати.

4. *Алтернативен анализ* – за сравняване на относителни дялове.
5. *Тест χ^2* – за проверка на хипотези за наличие на връзка между категорийни променливи.
6. *Непараметрични тестове на Колмогоров-Смирнов и Шапиро-Уилк* – за проверка на разпределението за нормалност.
7. *Еднофакторен дисперсионен анализ (ANOVA)* – за проверка на хипотези за различие между средните аритметични на няколко независими извадки.
8. *T-критерий на Стюдънт* – за проверка на хипотези за различие между две независими извадки.
9. *Непараметричен тест на Крускал-Уолис* – за проверка на хипотези за различие между няколко независими извадки.
10. *Непараметричен тест на Ман-Уитни* – за проверка на хипотези за различие между две независими извадки.
11. *Корелационен анализ* – за търсене на линейна зависимост между две количествени променливи.
12. *Регресионен анализ* - за търсене вида на зависимостта между две количествени променливи.

Стойностите за силата на корелационната зависимост, приети в статистиката са както следва:

<0.3 – слаба корелация;

0.3-0.5 – умерена корелация;

0.5-0.7 – изразена корелация;

0.7-0.9 – силна корелация и

>0.9 – много силна корелационна зависимост.

V. РЕЗУЛТАТИ

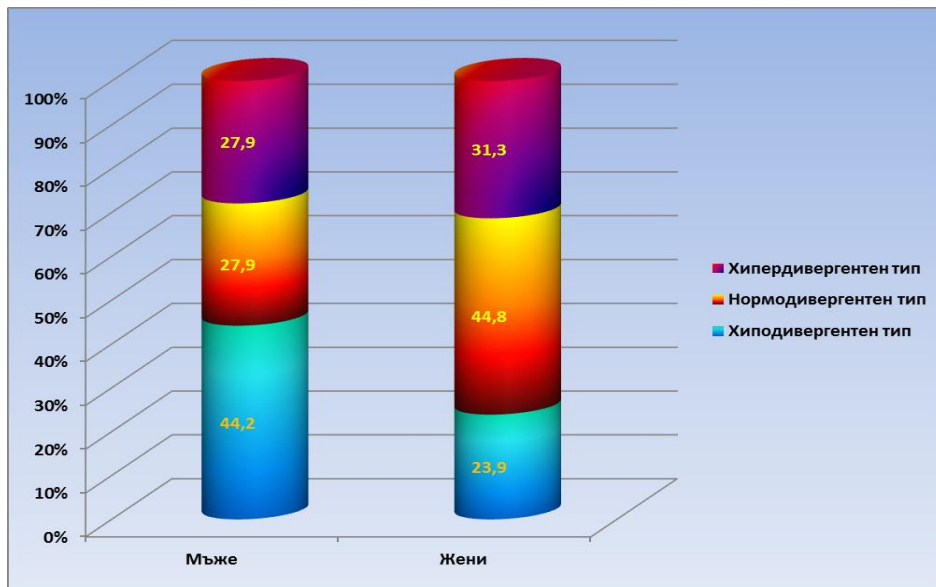
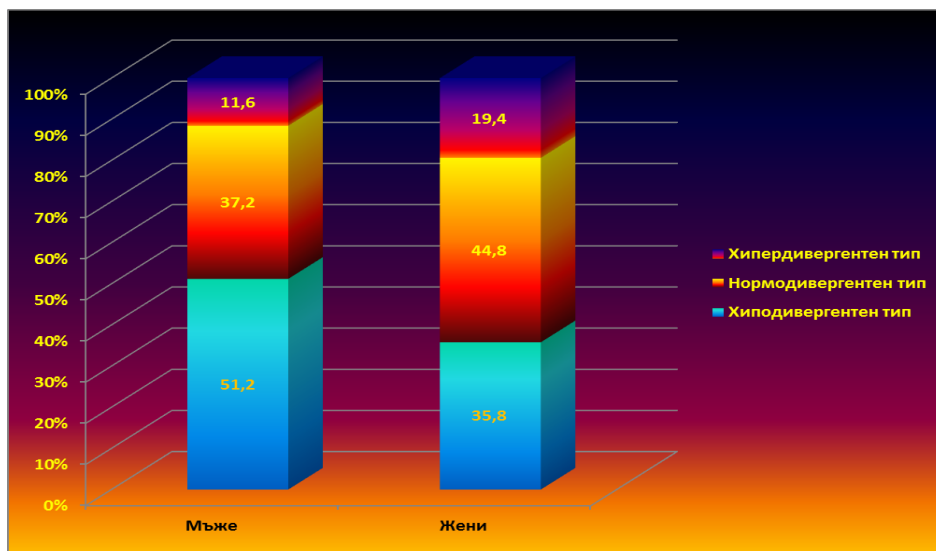
V.1.1. Резултати по задача 1. Определяне на относителния дял на трите вида лицев тип при изследваните пациенти и разпределението им по пол във всяка от групите.

На таблица 1 е представено честотното разпределение на пациентите по пол и групи. Разглеждайки разпределението на изследваните лица прави впечатление, че независимо от ъгъла ($\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$), спрямо който се определя принадлежността на пациентите към една от трите групи (хипо-, нормо- или хипердивергентни), резултатите при жените показват, че преобладава нормодивергентният тип, а при мъжете и при двата ъгъла ($\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$) най-голям е относителният дял на хиподивергентните лица (Фиг. 18 и 19). Въпреки това обаче, от представените данни се вижда, че няма достоверна разлика между честотното разпределение на двата пола в изследваните групи, разделени както спрямо $\angle M/SN$ ($p > 0.05$), така и $\angle M/SpP$ ($p > 0.05$).

Таблица 1: Процентно разпределение на пациентите по пол и групи

Показател	Мъже		Жени		P
	n	%	n	%	
Групи спрямо $\angle M/SN$					0,066
Хиподивергентен тип	19	44,2	16	23,9	
Нормодивергентен тип	12	27,9	30	44,8	
Хипердивергентен тип	12	27,9	21	31,3	
Групи спрямо $\angle M/SpP$					0,247
Хиподивергентен тип	22	51,2	24	35,8	
Нормодивергентен тип	16	37,2	30	44,8	
Хипердивергентен тип	5	11,6	13	19,4	

На фигури 18 и 19 е представено честотното разпределение на трите типа пациенти разпределени по пол и групи.

Фигура 18: Честотно разпределение на пациентите по пол и групи спрямо $\angle M/SN$ Фигура 19: Честотно разпределение на пациентите по пол и групи спрямо $\angle M/SrP$

V.1.2. Резултати по задача 1. Взаимовръзка между антропометричните показатели при индивидите с различен лицев тип

Зависимост на покритието при резците и лицевия тип

Беше изследван процентът на зъбно покритие на долен десен централен резец от горен десен централен резец при отделните групи с различен лицев тип. Тъй като възрастта е известен замъгляващ фактор, групите на изследване предварително бяха статистически уеднаквени по този показател при запазване съществуващото статистическо равенство по полова принадлежност.

Данните са представени в таблици 2 и 3.

Таблица 2: Сравнителен анализ на покритието (в %) в първите три групи на изследване разделени спрямо χ^2 /M/SN)

Група	n	\bar{X}	SD
1	24	49,94 ^a	17,83
2	37	45,96 ^a	20,05
3	30	50,17 ^a	27,64

- еднаквите букви означават липса на достоверна разлика ($p \geq 0,05$)

Таблица 3: Сравнителен анализ на покритието (в %) във вторите три групи на изследване (разделени спрямо χ^2 /M/SpP).

Група	n	\bar{X}	SD
4	32	50,64 ^a	20,73
5	42	47,93 ^a	22,50
6	17	45,31 ^a	24,84

- еднаквите букви означават липса на достоверна разлика ($p \geq 0,05$)

Установихме, че средното покритие в група 1 и 3 (спрямо $\angle M/SpP$) е много близко и е приблизително $\frac{1}{2}$ от клиничната корона на долния десен централен резец (съответно 49,94 и 50,17 %). Незначително по-малко е във втора група – 45,96%. Аналогични резултати получихме и при разделяне на пациентите в три групи спрямо $\angle M/SpP$.

От таблиците се установява, че независимо от лицевия тип, покритието при резците е около половината от височината на клиничната корона на долния резец, т.е. изследваните имат дълбоко покритие при всички изследвани групи.

Тези резултати дават основание да се направи заключение, че процентът на зъбното покритие не зависи от лицевия тип, независимо от критерия (ъгъла) според който индивидите се класифицират като хипо-, нормо- или хипердивергентни.

Корелационна зависимост между ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ и процента на зъбно покритие

Тъй като представлява интерес да се установи дали процентът на зъбното покритие зависи от $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$, беше използван корелационен анализ за установяване на зависимостта между покритието при резците с тези ъгли при отделните групи с различен лицев тип. Данните са представени на таблица 4.

Резултатите показват, че не съществува корелационна зависимост между стойностите на покритието при резците, $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ в групи 1- 6, т.е. процентът на зъбно покритие не зависи от двата ъгъла.

Таблица 4: Корелационни взаимоотношения между стойностите на покритието (в %) при резците, $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ в групи 1-6

Група	Показатели	$\angle M/SN$	$\angle M/SpP$
1		0,190	-0,040
2		-0,212	-0,086
3		-0,292	-0,245
4	Покритие	0,050	0,033
5		0,039	0,016
6		-0,320	-0,474

Взаимовръзка между вертикалните и сагитални скелетни съотношения $\angle M/SN$ с $\angle ANB$ и отчитането WITS

Корелационните взаимоотношения на $\angle M/SN$ с $\angle ANB$ и WITS при първа, втора и трета групи са представени в таблица 5. От нея се вижда, че при хиподивергентните индивиди (група 1) не се наблюдава корелационна зависимост между изследваните антропометрични параметри.

При нормодивергентните индивиди (група 2) $\angle M/SN$ не корелира с $\angle ANB$ и корелира умерено, обратнопропорционално с WITS.

Единствено при хипердивергентните индивиди (група 3) $\angle M/SN$ корелира умерено, правопрпорционално с $\angle ANB$ и WITS.

Таблица 5: Корелационен анализ между стойностите на $\angle M/SN$, $\angle ANB$ и WITS в групи 1-3

Група	Показатели	$\angle ANB$	WITS
1		0,247	0,017
2	$\angle M/SN$	-0,103	-0,321*
3		0,385*	0,406*

*- $p < 0,05$

При групи 4, 5 и 6 се определиха корелационните отношения между $\angle M/SpP$ със стойностите на $\angle ANB$ и WITS . Приложеният корелационен анализ показва че:

Същите корелации при групи 4, 5 и 6 показаха, че: в група 4 (хиподивергентни) няма корелация на $\angle M/SpP$ със стойностите на $\angle ANB$ и WITS; в група 5 (нормодивергентни) $\angle M/SpP$ корелира умерено, обратнопропорционално с WITS и не корелира с $\angle ANB$; в група 6 (хипердивергентни) $\angle M/SpP$ корелира изразено, правопрпорционално с $\angle ANB$ и WITS (таблица 6).

Таблица 6: Корелационен анализ между стойностите на $\angle M/SpP$, $\angle ANB$ и WITS в групи 4-6

Група	Показатели	$\angle ANB$	WITS
4		0,290	-0,018
5	$\angle M/SpP$	0,015	-0,305*
6		0,620**	0,659**

*- $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$

Получените взаимовръзки при групите с различен лицев тип показват, че когато се сравнява силата на корелацията между ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ с $\angle ANB$ и WITS тя е идентична и при трите групи: липсва при хиподивергентните и е налице и при двата показателя при хипердивергентните групи, като е по-силно изразена при 6 група в сравнение с трета. Тези корелационни зависимости поставят въпроса относно критерия (ъгъла), по който индивидите е по-уместно да се определят като хипо-, нормо- и хипердивергентни и взаимовръзката между антропометричните показатели.

Корелационните зависимости между показателите $\angle ANB$ и WITS при изследваните индивиди с различен лицев тип са представени на Таблица 7. Тези корелации показват, че: 1. Налице е достоверна, правопрпорционална корелация между стойностите на $\angle ANB$ и WITS във всички изследвани групи (1-6); 2. Най-слаба е корелацията в група 2 – умерена по сила, докато в другите групи се наблюдава силна корелация, най-добре изразена в група 3.

Таблица 7: Корелационен анализ между стойностите на $\angle ANB$ и WITS в групи 1-6

Група	Показатели	WITS
1	$\angle ANB$	0,730***
2		0,594***
3		0,819***
4		0,598***
5		0,753***
6		0,796***

*** - $p < 0,001$

При сравняване на стойностите на $\angle ANB$ между отделните групи, свързани с лицевия тип се вижда, че в групите, разпределени спрямо $\angle M/SN$ (1, 2 и 3 група), стойностите на $\angle ANB$ при хипердивергентните (група 3) са достоверно по-високи от тези на хиподивергентните индивиди, но не и от нормодивергентните (табл. 8). Група 1 не се различава статистически от група 2 по същия показател. По отношение на WITS не се наблюдават статистически значими различия между никоя от трите групи.

Резултатите от табл. 9 показват, че по отношение на $\angle ANB$ хипердивергентните (група 6) индивиди показват достоверно по-високи

стойности от нормо – и хиподивергентните (група 4 и група 5). Последните от своя страна не се различават помежду си.

По отношение на WITS не установихме статистически достоверна разлика между хипо-, нормо- и хипердивергентните индивиди.

Обобщено може да се каже, че независимо от критерия за класифициране на индивидите като хипо-, нормо- и хипердивергентни, (по $\Delta M/SN$ или $\Delta M/SpP$) и в двата случая се наблюдават достоверно по-високи стойности на ΔANB при хипердивергентните индивиди в сравнение с другите две групи, докато по отношение на WITS не се установиха достоверни разлики между трите лицеви типа.

Таблица 8: Сравнителен анализ на първите три групи (1, 2 и 3) на изследване по ΔANB и WITS

Показател	Група 1			Група 2			Група 3		
	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
ΔANB	24	2,90 ^a	2,58	37	3,62 ^{ac}	1,81	31	4,65^{bc}	2,94
WITS	24	1,23 ^a	3,86	37	1,00 ^a	3,36	31	1,13 ^a	5,03

Таблица 9: Сравнителен анализ на вторите три групи (4, 5 и 6) на изследване по ΔANB и WITS

Показател	Група 4			Група 5			Група 6		
	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
ΔANB	32	3,28 ^a	2,23	42	3,57 ^a	2,28	18	5,14^b	3,11
WITS	32	1,30 ^a	3,71	42	0,63 ^a	3,80	18	1,86 ^a	5,26

* еднаквите букви по хоризонталите означават липса на достоверна разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$).

V.2. Резултати по задача 2. Изследване на мускулната активност на *m. masseter* и *m. temporalis*.

V.2.1. Сравняване на максималните (max) и средните (mean) ЕМГ стойности в отделните групи

На всеки пациент бяха изследвани максималните и средните стойности на електрическите потенциали на *m. masseter* и *m. temporalis* вляво и вдясно, като се провеждаха по три измервания.

При първа група (хиподивергентни) сравняването на максималните и усреднените стойности на ЕМГ на десен *m. temporalis* с десен *m. masseter* показва, че при два от трите опита са налице достоверно по-високи максимални стойности на ЕМГ потенциалите на десния *m. temporalis* в сравнение с десния *m. masseter*. И при трите опита обаче, средните стойности на потенциалите не показаха значимо различие (Табл. 10).

Таблица 10: Група 1. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен *m. masseter*/десен *m. temporalis*.

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	35	1040,77	446,39	1250,06	512,52	0,035
	Mean	35	325,09	105,32	359,51	106,09	0,114
2	Max	35	1203,17	654,39	1349,09	552,69	0,092
	Mean	35	342,17	116,83	377,06	107,68	0,122
3	Max	35	1187,17	609,77	1399,89	581,83	0,043
	Mean	35	344,37	120,06	380,00	108,30	0,124

При втора група (нормодивергентни спрямо $\angle M/SN$) и при трите опита не бяха установени достоверни различия в максималните и усреднените стойности на ЕМГ на двата мускула (Таблица 11).

Таблица 11: Група 2. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter и десен m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	40	1249,60	591,55	1304,43	458,54	0,232
	Mean	41	344,51	116,41	359,66	100,47	0,204
2	Max	42	1263,52	709,32	1277,12	467,81	0,520
	Mean	42	357,79	139,10	362,36	96,13	0,504
3	Max	42	1237,93	669,39	1313,90	492,50	0,416
	Mean	42	349,52	139,24	363,17	100,60	0,476

При трета група (хипердивергентни спрямо $\Delta M/SN$) и при трите опита бяха установени достоверно по-високи стойности на ЕМГ потенциалите на десния m. temporalis в сравнение с десния m. masseter. И при трите опита особено висока достоверност показаха средноквадратичните стойности (табл. 12).

Таблица 12: Група 3. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула - десен m. masseter и десен m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	33	962,27	418,36	1134,24	448,55	0,001
	Mean	33	300,33	95,40	338,94	94,12	<0,001
2	Max	33	1105,39	559,67	1191,73	473,81	0,085
	Mean	33	304,30	95,96	338,36	90,50	0,001
3	Max	33	980,30	458,30	1134,79	461,58	0,009
	Mean	33	294,88	91,06	324,36	86,17	0,003

При разделяне на изследваните индивиди по групи спрямо $\Delta M/SpP$ сравнителният анализ на ЕМГ потенциалите на m. masseter и m. temporalis

вдясно показва следните резултати. При група 4 (хиподивергентни се установи достоверно по-висока максимална стойност на потенциалите на *m. temporalis* в сравнение с *m. masseter* при един от опитите (табл. 13). При група 5 (нормодивергентни) максималните и средните стойности на десен *m. temporalis* са достоверно по-високи от тези на *m. masseter* при първи опит (табл. 14). При група 6 (хипердивергентни) се установяват най-изразени и достоверно по-високи стойности на ЕМГ потенциалите (максимални и усреднени) при десен *m. temporalis* в сравнение с десен *m. masseter* (Табл. 15).

Таблица 13: Група 4. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула - десен *m. masseter* и десен *m. temporalis*.

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	45	1172,31	487,06	1336,09	503,73	0,052
	Mean	46	337,67	110,55	368,85	107,89	0,073
2	Max	46	1252,39	606,28	1359,78	513,82	0,107
	Mean	46	352,11	114,44	381,41	100,97	0,061
3	Max	46	1209,24	532,17	1418,07	546,69	0,022
	Mean	46	348,80	113,69	380,63	101,96	0,082

Таблица 14. Група 5. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: десен *m. masseter* и десен *m. temporalis*.

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	45	1081,13	549,16	1204,40	468,44	0,018
	Mean	45	326,24	105,97	348,73	95,87	0,046
2	Max	46	1167,85	705,73	1240,63	488,98	0,091
	Mean	46	335,59	132,70	352,11	96,77	0,159
3	Max	46	1155,98	676,51	1228,54	477,54	0,201
	Mean	46	331,37	132,11	349,83	98,02	0,122

Таблица 15. Група 6. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: десен m. masseter и десен m. temporalis,

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG dt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	18	931,17	433,55	1057,61	361,13	0,033
	Mean	18	288,89	100,31	325,22	85,83	0,011
2	Max	18	1129,22	616,40	1142,50	461,62	0,845
	Mean	18	300,61	105,81	324,44	88,83	0,077
3	Max	18	949,67	533,21	1104,67	500,41	0,050
	Mean	18	287,56	108,06	314,22	92,50	0,032

От направеното дотук описание на резултатите може да се направи заключение, че независимо от критерия (ъгъла), по който изследваните индивиди са разделени на хипо-, нормо- и хипердивергентни – $\angle M/SN$ или $\angle M/SpP$, при всички групи вдясно при повечето от опитите са налице по-високи ЕМГ потенциали на m. temporalis в сравнение с m. masseter.

Сравняване на ЕМГ потенциалите на m. masseter и m. temporalis **вляво** показва следните резултати. При първа и втора група пациенти (хипо- и нормодивергентен тип) не се наблюдаваха достоверни различия между двата мускула както на максималните, така и на средните стойности на ЕМГ потенциалите (таблицы 16 и 17).

Таблица 16: Група 1. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула ляв m. masseter и ляв m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	35	1169,51	547,83	1265,71	533,38	0,318
	Mean	35	342,54	107,61	356,86	92,17	0,346
2	Max	35	1232,51	604,77	1306,71	555,53	0,404
	Mean	35	346,43	111,48	369,00	101,48	0,207
3	Max	34	1226,94	592,25	1333,79	551,54	0,360
	Mean	35	360,29	130,46	378,54	109,36	0,393

Таблица 17: Група 2. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула ляв m. masseter и ляв m. temporalis

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	42	1190,69	569,70	1277,45	387,51	0,227
	Mean	42	343,90	114,76	359,38	85,89	0,288
2	Max	42	1228,62	515,08	1293,26	386,37	0,263
	Mean	41	337,98	110,42	358,63	85,49	0,159
3	Max	42	1303,43	644,68	1326,33	499,63	0,496
	Mean	41	334,61	101,95	356,88	89,33	0,126

Отново при хипердивергентните типове (група 3) са налице достоверно по-високи както максимални, така и усреднени стойности на ЕМГ потенциалите на m. temporalis в сравнение с m. masseter, което показва, че m. temporalis е по-развит от m. masseter. (табл. 18).

Таблица 18: Група 3. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: ляв m. masseter и ляв m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	33	937,94	418,83	1131,61	456,58	0,002
	Mean	32	291,38	84,21	323,66	79,42	0,004
2	Max	33	1007,67	532,16	1201,21	512,15	0,005
	Mean	33	301,70	92,81	342,21	97,82	<0,001
3	Max	33	973,70	436,98	1158,21	497,70	0,002
	Mean	33	295,45	90,40	335,27	94,68	0,001

Таблица 19: Група 4. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: ляв m. masseter и ляв m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	46	1179,07	510,24	1289,67	477,56	0,130
	Mean	46	341,35	105,84	363,57	87,70	0,144
2	Max	46	1224,09	525,35	1343,91	510,67	0,160
	Mean	46	346,26	110,74	376,35	94,72	0,060
3	Max	46	1285,22	617,54	1375,28	558,13	0,219
	Mean	46	349,02	115,86	378,93	100,00	0,069

При групи 4, 5 и 6 сравняване на двата мускула вляво дава подобни резултати. При 4 и 5-та групи (хипо- и нормодивергентни) вляво не се установява значима разлика в електрическите потенциали на двата мускула. (Стойностите на ЕМГ са показани в таблици 19 и 20).

Таблица 20: Група 5. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: ляв m. masseter и ляв m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	46	1117,87	559,97	1230,41	437,65	0,052
	Mean	45	330,11	106,72	342,87	83,98	0,316
2	Max	46	1158,48	555,71	1246,07	462,81	0,130
	Mean	45	325,73	102,16	347,38	93,84	0,096
3	Max	45	1151,53	569,10	1242,07	500,95	0,243
	Mean	45	328,31	108,65	346,53	100,24	0,210

При пациентите с хипердивергентен тип (група 6) бяха установени достоверно по-високи стойности на ЕМГ потенциалите при m. temporalis. За отбелязване е, че средните стойности показват достоверна разлика и при трите опита, което недвусмислено показва, че при хипердивергентен тип m. temporalis показва по-високи стойности от m. masseter (таблица 21).

Таблица 21: Група 6. Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула ляв m. masseter/ляв m. temporalis.

Опит	Величина	n	EMG lm		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	18	901,94	464,72	1076,22	452,98	0,014
	Mean	18	288,89	100,99	321,56	88,32	0,005
2	Max	18	1021,94	626,61	1141,83	439,67	0,102
	Mean	18	297,33	103,24	331,56	89,69	0,005
3	Max	18	980,72	495,43	1117,78	410,30	0,053
	Mean	18	291,67	97,48	328,89	80,82	0,004

В заключение може да се обобщи, че както вляво, така и вдясно *m. temporalis* показва по- висока ЕМГ активност в сравнение с *m. masseter*. Значимо е проявена при индивидите с хипердивергентен лицев тип, докато при останалите две групи разликите не са достоверни.

V.2.2. Изследване на физиологична асиметрия на ЕМГ потенциалите на едноименни мускули

Сравняването на ЕМГ потенциалите на едноименни мускули вляво и вдясно показва, че както при *m. temporalis*, така и при *m. masseter* не се наблюдава достоверна разлика в максималните и в средните стойности. Резултатите са аналогични независимо от ъгъла, според който изследваните се класифицират като хипо-, нормо- и хипердивергентни. От таблици 22-27 се вижда, че няма достоверна разлика между десен *m. temporalis* и ляв *m. temporalis* при никой от опитите, при никоя от максималните и средните величини (мах и mean стойности) в групите от 1 до 6. От таблици 28-33 става ясно, че няма статистически значима разлика между стойностите на ЕМГ потенциалите между десен *m. masseter* и ляв *m. masseter* при никой от опитите и при никоя от величините Мах и Mean в групи от 1 до 6.

Таблица 22: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула: десен *m. temporalis* и ляв *m. temporalis*, ГРУПА 1.

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Мах	35	1248,49	569,96	1218,63	514,59	0,437
	Mean	34	352,85	105,38	346,65	90,25	0,416
2	Мах	35	1283,77	563,78	1228,51	478,33	0,338
	Mean	35	361,06	107,78	355,63	97,98	0,550
3	Мах	35	1337,43	536,64	1332,23	642,48	0,694
	Mean	34	365,56	99,59	359,79	92,45	0,432

Таблица 23: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. temporalis и ляв m. temporalis, ГРУПА 2

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	41	1350,02	488,84	1327,76	424,70	0,633
	Mean	42	369,81	89,39	378,95	89,21	0,238
2	Max	42	1274,83	491,59	1290,88	429,26	0,731
	Mean	42	361,43	93,37	366,86	86,44	0,448
3	Max	42	1314,88	472,42	1332,67	450,35	0,622
	Mean	42	362,64	92,18	372,33	89,19	0,170

Таблица 24: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. temporalis/ляв m. temporalis, ГРУПА 3

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	32	1235,97	442,76	1202,47	414,77	0,396
	Mean	33	336,64	93,26	341,18	92,17	0,599
2	Max	33	1204,52	457,25	1231,39	459,14	0,662
	Mean	33	342,97	93,41	341,61	88,51	0,869
3	Max	33	1210,03	473,42	1169,73	427,22	0,662
	Mean	33	340,39	94,77	341,58	89,95	0,893

Таблица 25: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. temporalis/ляв m. temporalis, ГРУПА 4

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	45	1307,24	559,26	1272,60	489,27	0,425
	Mean	45	361,71	101,09	364,82	92,78	0,677
2	Max	46	1295,98	516,18	1286,15	473,66	0,900
	Mean	46	360,74	100,42	365,22	94,60	0,507
3	Max	46	1352,54	516,36	1390,96	594,06	0,727
	Mean	45	367,84	95,68	372,53	91,55	0,521

Таблица 26: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. temporalis/ляв m. temporalis, ГРУПА 5

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	46	1287,20	462,23	1269,61	440,68	0,646
	Mean	46	361,63	89,71	360,98	89,33	0,705
2	Max	46	1261,57	511,43	1234,48	452,92	0,690
	Mean	46	361,09	97,06	354,63	90,48	0,339
3	Max	46	1279,98	466,83	1230,96	442,61	0,342
	Mean	46	356,13	93,52	356,33	90,40	0,930

Таблица 27: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. temporalis/ляв m. temporalis, ГРУПА 6

Опит	Величина	n	EMG dt		EMG lt		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	17	1209,53	466,50	1170,59	394,19	0,517
	Mean	18	318,11	94,74	329,94	92,21	0,394
2	Max	18	1143,17	451,83	1216,78	402,89	0,316
	Mean	18	329,50	92,89	334,17	81,00	0,726
3	Max	18	1159,44	493,06	1144,06	426,86	0,849
	Mean	18	331,00	97,65	332,67	86,45	0,906

Таблица 28: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 1

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	35	1027,31	506,85	1078,20	500,37	0,225
	Mean	35	312,29	107,17	327,43	106,67	0,185
2	Max	35	1194,66	649,60	1184,97	555,89	0,629
	Mean	34	324,03	103,10	330,97	97,26	0,605
3	Max	34	1209,35	572,24	1160,97	477,14	0,526
	Mean	35	342,80	113,57	354,34	109,36	0,402

Таблица 29: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 2

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	40	1138,90	564,88	1158,18	544,26	0,824
	Mean	41	339,41	111,77	333,80	102,27	0,642
2	Max	42	1250,57	682,58	1185,00	553,54	0,342
	Mean	41	339,98	106,33	333,49	93,03	0,593
3	Max	41	1229,71	562,24	1194,76	499,31	0,637
	Mean	41	341,98	107,39	334,12	90,59	0,541

Таблица 30: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 3

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	33	981,24	492,15	967,45	465,79	0,838
	Mean	33	294,27	91,61	296,67	90,31	0,847
2	Max	33	964,21	446,70	958,58	470,57	0,928
	Mean	33	295,85	91,22	298,03	90,49	0,854
3	Max	32	992,56	510,02	1002,94	418,30	0,890
	Mean	33	294,39	100,33	298,70	84,70	0,742

Таблица 31: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 4

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	46	1085,11	524,31	1141,09	525,69	0,232
	Mean	46	326,52	108,10	334,33	103,38	0,512
2	Max	46	1216,04	569,68	1205,52	531,86	0,592
	Mean	46	340,85	107,69	341,83	100,23	0,965
3	Max	45	1216,84	551,45	1200,38	463,36	0,950
	Mean	46	346,11	107,79	351,76	100,14	0,631

Таблица 32: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 5

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	44	1039,39	510,79	1065,07	507,79	0,653
	Mean	45	315,56	103,38	316,71	99,87	0,904
2	Max	46	1133,57	692,24	1105,26	551,12	0,574
	Mean	44	312,25	95,36	311,57	83,69	0,948
3	Max	45	1120,98	570,82	1098,00	482,21	0,722
	Mean	45	320,91	109,39	319,22	91,97	0,875

Таблица 33: Сравнителен анализ на EMG max и mean на двата мускула десен m. masseter/ляв m. masseter, ГРУПА 6

Опит	Величина	n	EMG dm		EMG lm		P
			\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
1	Max	18	1013,61	581,34	924,28	455,60	0,332
	Mean	18	296,50	105,51	294,72	94,78	0,916
2	Max	18	1004,11	526,07	921,17	478,07	0,315
	Mean	18	294,50	96,48	296,00	96,76	0,920
3	Max	17	1064,47	536,63	1007,35	462,89	0,579
	Mean	18	298,44	106,42	300,67	94,67	0,899

Тези резултати позволяват да се направи извода, че при проведените от нас изследвания не се наблюдава асиметрия на мускулната активност дясно-ляво при двата дъвкателни мускула – m. masseter и m. temporalis, оценена посредством ЕМГ потенциалите. Това дава основание да се направи и заключението, че при изследваните индивиди липсват смущения в темпоромандибуларната става (един от критериите за изключване от изследването), които често водят до асиметрия в електромиографската активност на дъвкателните мускули.

V.2.3. Сравняване на електромиографската активност на *m. masseter* и *m. temporalis* между групите с различен лицев тип.

Измерването на електромиографската активност на десния *m. masseter* при трите групи пациенти (хипо-, нормо- и хипердивергентни) показва, че се наблюдава достоверна разлика между максималните стойности.

Максималните стойности при група 3 са достоверно по-ниски от тези в група 2 и не се различават достоверно от тези в група 1 (табл. 34).

На таблица 35 са показани резултатите от сравняване на ЕМГ активност на ляв *m. masseter* на същите групи.

- При трето отчитане при хипердивергентните бяха установени достоверно по-ниски максимални ЕМГ стойности в сравнение с групи 1 и 2;
- Достоверно по-ниски средни стойности се установяват в група 3 спрямо група 1 отново при трето отчитане;
- Група 2 не се различава статистически от група 1 за максималната и средна величина, а при средната величина и от група 3.

Таблица 34: Максимални и средни стойности на ЕМГ активността на десен *m. masseter* на първите три групи

Величина	Опит	Група 1			Група 2			Група 3		
		n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
Max	1	24	1089,25 ^{ac}	482,09	35	1264,34^a	603,70	31	957,26^{bc}	424,90
	2	24	1275,58 ^a	752,83	37	1302,51 ^a	734,93	31	1103,68 ^a	563,15
	3	24	1250,50 ^a	702,70	37	1259,97 ^a	699,04	31	962,81 ^a	460,86
Mean	1	24	332,96 ^a	113,75	36	348,44 ^a	120,11	31	299,23 ^a	97,59
	2	24	356,00 ^a	130,76	37	364,86 ^a	144,33	31	303,87 ^a	96,39
	3	24	360,21 ^a	136,40	37	354,65 ^a	146,16	31	292,29 ^a	90,63

* еднаквите букви по хоризонталите означават липса на достоверна разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$)

Таблица 35: Максимални и средни стойности на ЕМГ активността на ляв m. masseter на първите три групи

Величина	Опит	Група 1			Група 2			Група 3		
		n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
Max	1	24	1226,46 ^a	587,27	37	1201,95 ^a	582,83	31	934,45 ^a	429,88
	2	24	1281,75 ^a	649,89	37	1234,46 ^a	525,07	31	1012,00 ^a	546,14
	3	23	1300,09 ^a	634,10	37	1324,89 ^a	675,59	31	973,42^b	447,21
Mean	1	24	357,58 ^a	117,19	37	345,24 ^a	118,05	31	297,94 ^a	95,47
	2	24	360,17 ^a	121,56	36	339,06 ^a	115,02	31	301,87 ^a	95,14
	3	24	382,83^a	142,74	36	334,61 ^{ac}	105,77	31	294,48^{bc}	91,69

* еднаквите букви по хоризонталите означават липса на достоверна разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$)

Резултатите от таблици 36-37 показват, че не се откриват достоверни различия в максималните и средните стойности на електромиографската активност между трите групи както при левия, така и при десния m. temporalis.

Таблица 36: Сравнителен анализ на първите три групи на изследване по десен m. temporalis

Величина	Опит	Група 1			Група 2			Група 3		
		n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
Max	1	24	1217,67 ^a	473,33	37	1293,62 ^a	546,84	31	1142,52 ^a	460,83
	2	24	1355,29 ^a	546,79	37	1258,65 ^a	473,54	31	1207,45 ^a	484,09
	3	24	1419,67 ^a	579,50	37	1274,57 ^a	490,58	31	1139,16 ^a	475,06
Mean	1	24	358,21 ^a	100,02	37	359,95 ^a	104,35	31	342,16 ^a	96,28
	2	24	379,04 ^a	108,40	37	359,84 ^a	97,74	31	341,97 ^a	92,11
	3	24	382,21 ^a	106,96	37	358,89 ^a	103,65	31	326,45 ^a	88,53

* еднаквите букви по хоризонталите означават липса на достоверна разлика ($p \geq 0,05$)

Таблица 37: Сравнителен анализ на първите три групи на изследване по ляв m. temporalis

Величина	Опит	Група 1			Група 2			Група 3		
		n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD	n	\bar{X}	SD
Max	1	24	1226,17 ^a	501,59	37	1251,76 ^a	379,27	31	1155,16 ^a	461,42
	2	24	1256,67 ^a	480,85	37	1257,03 ^a	369,14	31	1224,84 ^a	519,83
	3	24	1334,79 ^a	521,63	37	1294,03 ^a	503,46	31	1173,52 ^a	507,78
Mean	1	24	353,92 ^a	88,59	37	355,27 ^a	87,37	30	327,30 ^a	80,73
	2	24	364,29 ^a	98,42	37	358,84 ^a	91,06	31	347,55 ^a	98,59
	3	24	377,04 ^a	111,88	37	354,19 ^a	92,84	31	339,74 ^a	95,92

* еднаквите букви по хоризонталите означават липса на достоверна разлика ($p \geq 0,05$)

V.3. Резултати по задача 3. Изследване на дъвкателната сила при лица с различен лицев тип.

За функционалното състояние на дъвкателния апарат се съди по 2 основни параметъра – максимална сила на захапката и дъвкателна ефективност. Максимална сила на захапката означава максималната сила, която едно лице може да възпроизведе без поява на болки в пародонта на наличните зъби. Сравняването на **максималната сила** на стискане при групите с различен лицев тип показва, че не се наблюдава статистически значима разлика в максималните стойности между хиподивергентните и нормодивергентните индивиди както вляво, така и вдясно (таблицы 38, 39). Дъвкателната сила при хипердивергентните пациенти както вляво, така и вдясно показва достоверно по-ниски стойности в сравнение с хипо- и нормодивергентните (групи 1-3) и от хиподивергентните (групи 4-6).

Таблица 38: Сравнителен анализ между стойностите на GDM в групи 1-6, **вдясно**

Група	Показател			
	n	\bar{X}	SD	P
1	25	374.08	129	1-2 p>0.05
2	26	380.8	133.3	2-3 p<0.05
3	14	290.5	114.9	1-3 p<0.05
4	29	394.51	114.6	4-5 p>0.05
5	29	345.6	148.5	5-6 p>0.05
6	7	293.7	103.2	4-6 p<0.05

Таблица 39: Сравнителен анализ между стойностите на GDM в групи 1-6, **вляво**

Група	Показател			
	n	\bar{X}	SD	p
1	25	398.6	127.1	1-2 p>0.05
2	26	420.3	132.0	2-3 p<0.05
3	14	308.6	83.4	1-3 p<0.05
4	29	423.0	114.4	4-5 p>0.05
5	29	394.4	132.2	5-6 p>0.05
6	7	330.3	70.2	4-6 p<0.05

V.4. Резултати по задача 4. Корелационна зависимост между дъвкателна сила и електромиографска активност при лица с различен лицев тип.

Тъй като представлява интерес да се установи дали съществуват различни корелационни взаимосвързки между силата на стискане и ЕМГ потенциалите при различните групи, във всяка група беше потърсена корелация между стойностите на дъвкателната сила (максимални стойности) със съответните ЕМГ потенциали вдясно и вляво.

На табл. 40 са представени корелационните зависимости между максималните стойности на дъвкателната сила и ЕМГ потенциалите (максимални и усреднени) на мускулите *m. masseter* и *m. temporalis* вдясно.

Таблица 40: Корелационен анализ между максималните стойности на дъвкателната сила и съответстващите им ЕМГ потенциали вдясно, в групи 1-6

Група	Показатели	dm max	dm mean	dt max	dt mean
1		0,385	0,484*	0,808***	0,885***
2		0,446*	0,384	0,316	0,403*
3		0,296	0,121	0,197	0,427
4	GDMmax	0,267	0,330	0,650***	0,751***
5		0,483**	0,468*	0,516**	0,564**
6		0,247	-0,173	-0,393	0,204

*- $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$

От таблицата се вижда, че:

- Има достоверна, правопрпорционална корелация между стойностите на дъвкателната сила и ЕМГ вдясно;
- В група 1 се установява достоверна корелация на стойностите на дъвкателната сила със средните стойности на десен *m. masseter* и с максималните и средните стойности на десен *m. temporalis*. Силата на корелацията варира от нулева и умерена при десен *m. masseter* (средна стойност) до силна при десен *m. temporalis*;

- В група 2 се установява достоверна корелация на стойностите на дъвкателната сила с максималните ЕМГ стойности на десен *m. masseter* и с усреднените стойности на десен *m. temporalis*. Силата на корелацията варира от нулева при десни *m. masseter* (средна стойност) и *m. temporalis* (максимална стойност) до умерена при десен *m. masseter* (максимална стойност) и десен *m. temporalis* (средна стойност);

- В групи 3 и 6 (хипердивергентен тип) не се установява корелация между GDM и съответните ЕМГ потенциали вдясно;

- В група 4 дъвкателната сила корелира изразено и силно с *m. temporalis* но не се установява корелация с *m. masseter*;

- В група 5 (нормодивергентни) корелацията на дъвкателната сила със съответните ЕМГ потенциали вдясно е изразена по сила и при двата мускула.

Обобщено може да се каже, че при пациентите с хипердивергентен тип не беше установена корелационна зависимост между силата на стискане и електромиографската активност на *m. masseter* и *m. temporalis* вдясно. При индивидите с хипо- и нормодивергентен лицев тип е налице положителна корелационна зависимост с различна сила.

На таблица 41 са представени същите взаимовръзки **вляво**. От таблицата се вижда, че:

- Съществува достоверна, правопрпорционална корелация между максималните стойности на дъвкателната сила и максималните и средни ЕМГ потенциали на мускулите *m. masseter* и *m. temporalis* вляво;

- В групи 1 и 4 (хиподивергентни) дъвкателната сила корелира достоверно с ЕМГ потенциалите (максимални и усреднени) на *m. temporalis*, но не и с *m. masseter*. Силата на корелацията варира от нулева при ляв *m. masseter* до изразена при ляв *m. temporalis*;

- В групи 2 и 5 (нормодивергентни) дъвкателната сила корелира достоверно с ЕМГ потенциалите и на двата мускула, като корелацията се определя като силна;

- В група 3 (хипердивергентни) дъвкателната сила корелира изразено единствено с максимална стойност на ляв тепморалис;

- В група 6 (хипердивергентни) не се установява корелация между GDM и съответните ЕМГ потенциали вляво.

-

Таблица 41: Корелационен анализ между стойностите на дъвкателната сила и съответните ЕМГ потенциали вляво, в групи 1-6

Група	Показатели	lm max	lm mean	lt max	lt mean
1		0,372	0,384	0,532**	0,647***
2		0,574**	0,570**	0,685***	0,670***
3	GDMmax	0,341	-0,175	0,536*	0,402
4		0,307	0,323	0,518**	0,621***
5		0,568**	0,641***	0,661***	0,644***
6		0,086	-0,286	0,036	0,107

*- $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$

В заключение може да се обобщи, че корелационните взаимоотношения между сила/ЕМГ вляво са аналогични на тези вдясно. Най-слаби до липсващи са при хипердивергентен лицев тип и най-добре изразени при нормодивергентен и хиподивергентен лицев тип.

V.4.2. Изследване на корелационните взаимоотношения между големината на ЕМГ потенциалите на лицевите мускули и мускулната сила при различна по сила контракция при изследваните групи.

При едно и също стискане на зъбите са изследвани едновременно ЕМГ потенциали от *m. masseter* и *m. temporalis* и силата на стискане. Изследванията са направени първо вдясно, а след това вляво.

Тъй като целта на задачата беше да се установи дали съществува или не корелация между мускулната сила и ЕМГ потенциалите изобщо, тук изследваните индивиди не бяха разделени по групи както при другите статистически изследвания. Предимство е по-големият общ брой на изследваните пациенти (68), което има и по-голяма информативна стойност относно достоверността на търсеното взаимоотношение сила/електрически потенциал.

За да се установи ролята на лицевите мускули вляво и вдясно корелационният анализ включваше ГДМ с максималните и усреднените ЕМГ стойности на всеки мускул.

Статистическият анализ на данните от проведените измервания показаха следните резултати:

Измервания вдясно: при всички изследвания се установи наличие на достоверна, правопрпорционална корелация между максималните и усреднените стойности на ЕМГ потенциалите на *m.masseter* и *m. temporalis* и силата на стискане;

- При **пълна сила** на стискане (ГДМ 1) силата на корелацията варира от умерена при десен *m. masseter* до умерена и изразена при десен *m. temporalis*;

- При **1/3 сила** на стискане (ГДМ 1/3) силата на корелацията варира от слаба и умерена при десен *m. masseter* до изразена при десен *m. temporalis*;

- **При 2/3 сила** на стискане силата на корелацията варира от умерена при десен m. masseter до изразена при десен m. temporalis. (Таблица 42).

-

Таблица 42: Корелационен анализ между стойностите на ЕМГ и ГДМ вдясно

Сила на стискане	Показатели	ГДМ
1	Десен m. masseter Max	0,328**
	Десен m. masseter Mean	0,357**
	Десен m. temporalis Max	0,484***
	Десен m. temporalis Mean	0,541***
1/3	Десен m. masseter Max	0,244*
	Десен m. masseter Mean	0,328**
	Десен m. temporalis Max	0,595***
	Десен m. temporalis Mean	0,699***
2/3	Десен m. masseter Max	0,354**
	Десен m. masseter Mean	0,431***
	Десен m. temporalis Max	0,640***
	Десен m. temporalis Mean	0,694***

* - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$

Измервания вляво: При едновременно измерване на силата на стискане и ЕМГ потенциалите беше установена достоверна, правопрпорционална корелация между стойностите на ЕМГ и дъвкателната сила.

- **При пълна сила** на стискане (ГДМ 1) силата на корелацията варира от умерена при ляв m. masseter до изразена при ляв m. temporalis;
- **При 1/3 сила** на стискане (ГДМ 1/3) силата на корелацията варира от нулева и умерена при ляв m. masseter до изразена при ляв m. temporalis;

- При 2/3 сила на стискане (ГДМ 2/3) силата на корелацията варира от умерена при ляв m. masseter до изразена и силна при ляв m. temporalis (Таблица 43).

Таблица 43: Корелационен анализ между стойностите на ЕМГ и ГДМ вляво

Сила на стискане	Показатели	ГДМ
1	Ляв m. masseter Max	0,392**
	Ляв m. masseter Mean	0,428***
	Ляв m. temporalis Max	0,575***
	Ляв m. temporalis Mean	0,618***
1/3	Ляв m. masseter Max	0,211
	Ляв m. masseter Mean	0,364**
	Ляв m. temporalis Max	0,519***
	Ляв m. temporalis Mean	0,566***
2/3	Ляв m. masseter Max	0,379**
	Ляв m. masseter Mean	0,436***
	Ляв m. temporalis Max	0,616***
	Ляв m. temporalis Mean	0,712***

* - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$

В заключение може да се каже, че съществува достоверна правопрпорционална корелация между мускулната сила и електрическата активност на дъвкателните мускули както вляво, така и вдясно, както при максимално, така и при частично стискане на зъбите. Резултатите показват също, че корелационната зависимост между дъвкателната сила и ЕМГ потенциалите както вляво, така и вдясно е по-силно изразена при m. temporalis, отколкото при m. masseter.

V.4.3. Изследване на типа на зависимост между дъвкателна сила и ЕМГ на дъвкателните мускули.

Друг въпрос, чието изясняване представлява интерес, е какъв тип зависимост има между сила и ЕМГ потенциал.

За да се установи какъв вид уравнение описва най-добре зависимостта между дъвкателна сила и ЕМГ стойностите при различните по сила стискания бе приложен **регресионен анализ**.

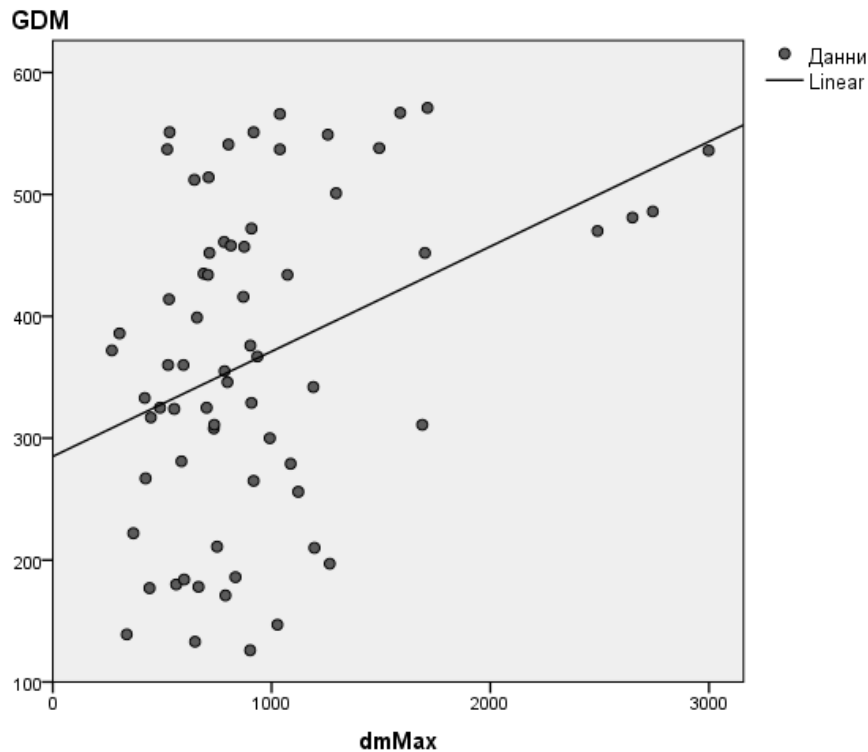
V.4.3.1. Зависимост между максимална сила на стискане (ГДМ 1) с ЕМГ на дъвкателните мускули вдясно.

ГДМ 1 и максимални ЕМГ потенциали на десен m. masseter (dm max)

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между максималната сила на стискане (ГДМ1) и едновременно отчетения максимален ЕМГ потенциал на десен m. masseter (dmmax). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.002$, $R^2 = 0.136$) със следните параметри:

$$\mathbf{GDM = 285,042 + 0,086*dmMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер. При увеличение с единица на активността на десен m. masseter GDM се увеличава с 0,086 (фиг.20).



Фигура 20: Зависимост на ГДМ 1 от десен m. masseter max

ГДМ1 и средни ЕМГ потенциали на десен m. masseter (dmmean)

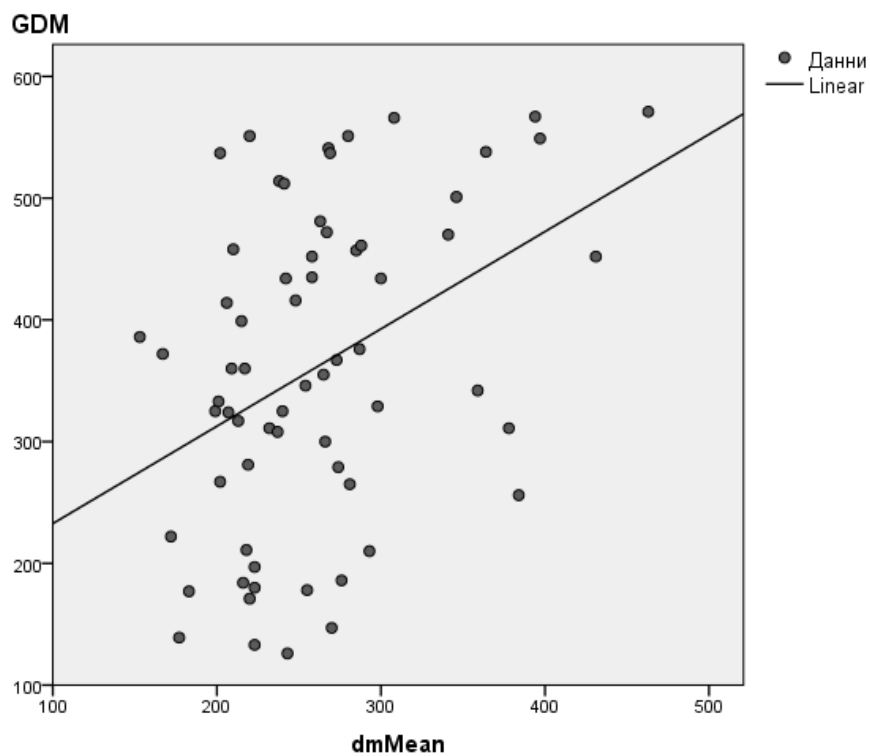
Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1 и средните ЕМГ стойности на десен m. masseter - dmmean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.001$, $R^2 = 0.158$) със следните параметри:

$$\mathbf{GDM = 152,744 + 0,799*dmMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на средните стойности на десен m. masseter с единица води до среднотатистическо увеличение на GDM с 0,799. (Фиг. 21). Това показва наличие на по-силна зависимост между мускулната сила и усреднените стойности на акционните потенциали. Поради тази причина

при редица изследвания средните стойности се приемат за по-меродавни от максималните при отчитане на мускулната електрическа активност.

Друг важен извод, който може да се направи от получените зависимости е, че съществува **линейна зависимост** между активността на *m. masseter* и мускулната сила.



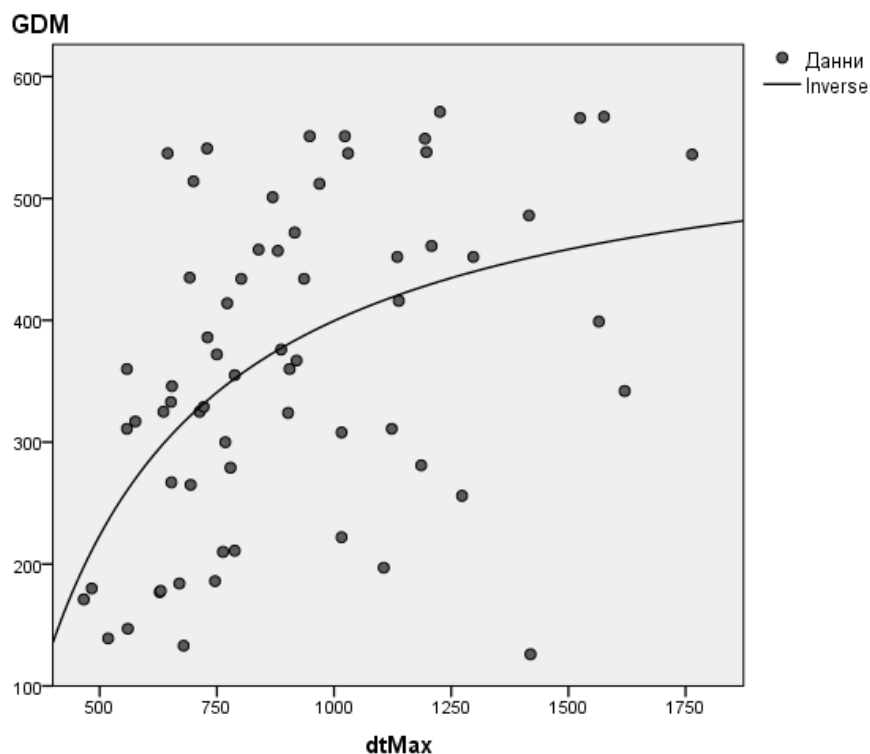
Фигура 21: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на десен *m. masseter* Mean

ГДМ1 и ЕМГ на десен m. temporalis Max

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1 и максималните ЕМГ стойности на десния m. temporalis (dtMax) От изследвани 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.247$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 575,579 - 176051,864/\text{dtMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на dtMax води до увеличение на GDM. В случая зависимостта няма линеен характер (Фиг. 22).



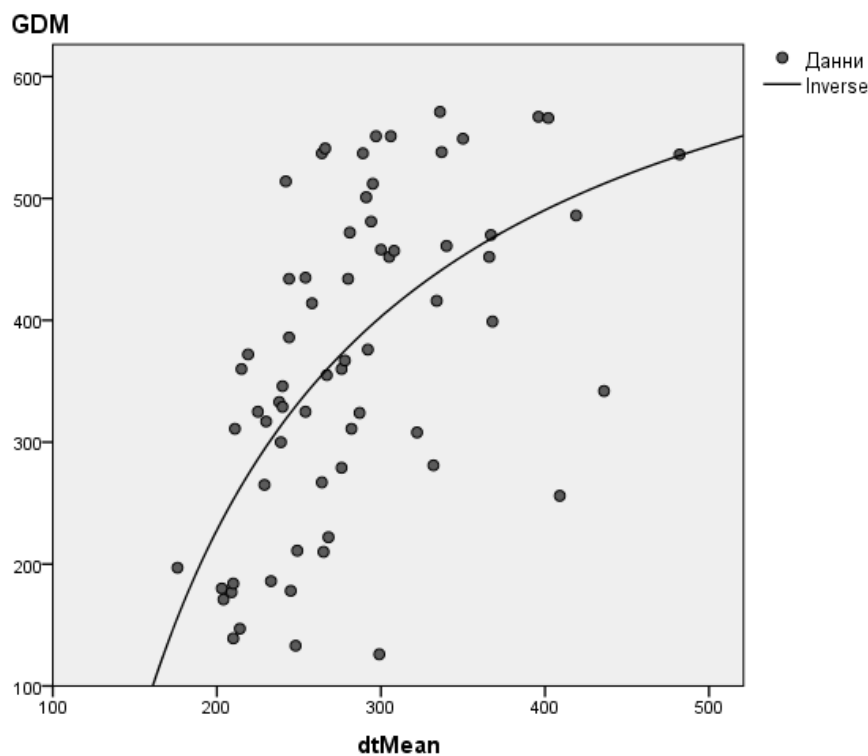
Фигура 22: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на десен m. temporalis Max

ГДМ1 и десен m. temporalis Mean

При използване на регресионен анализ беше установено наличие на зависимост между ГДМ1 и усреднените ЕМГ стойности на десен m. temporalis (dt mean). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.355$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 753,097 - 105063,520/\text{dtMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален, но не линеен характер, като увеличението на dtMean води до увеличение на GDM (Фиг. 23).



Фигура 23: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на десен m. temporalis Mean

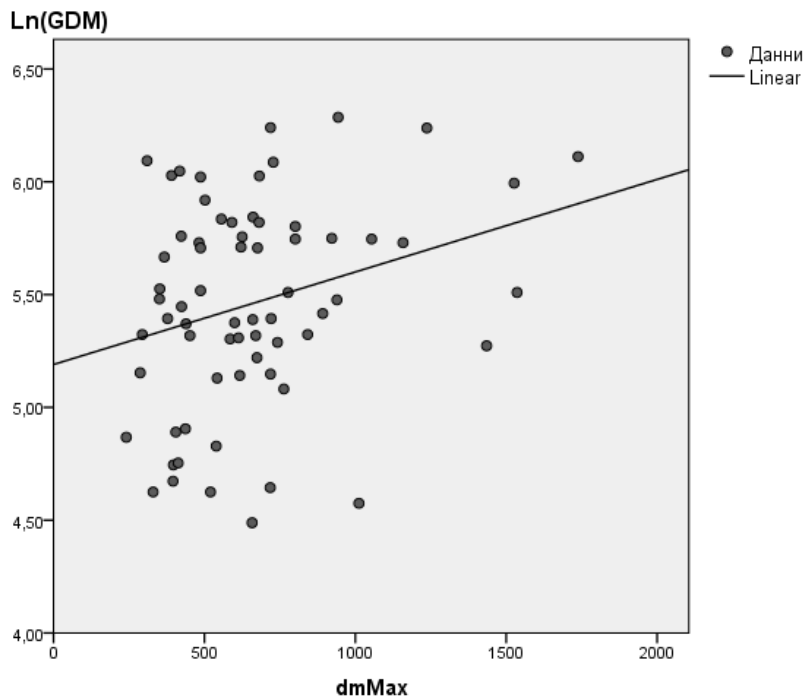
V.4.3.2. Зависимост между сила на стискане 1/3 от максималната (ГДМ 1/3) с ЕМГ на дъвкателните мускули вдясно.

ГДМ1/3 и максимални стойности на ЕМГ на десен m. masseter

В този случай тъй като ГДМ имаше разпределение различно от нормалното, се наложи да се приложи натурален логаритъм, за да го нормализираме. Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1/3 и максималните стойности на ЕМГ на десен m. masseter. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.023$, $R^2 = 0.078$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = 5,190 + 0,0004 * \text{dmMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението на максималните стойности на десен m. masseter с единица води до средностатистическо увеличение на Ln(GDM) с 0,0004. (Фиг. 24).



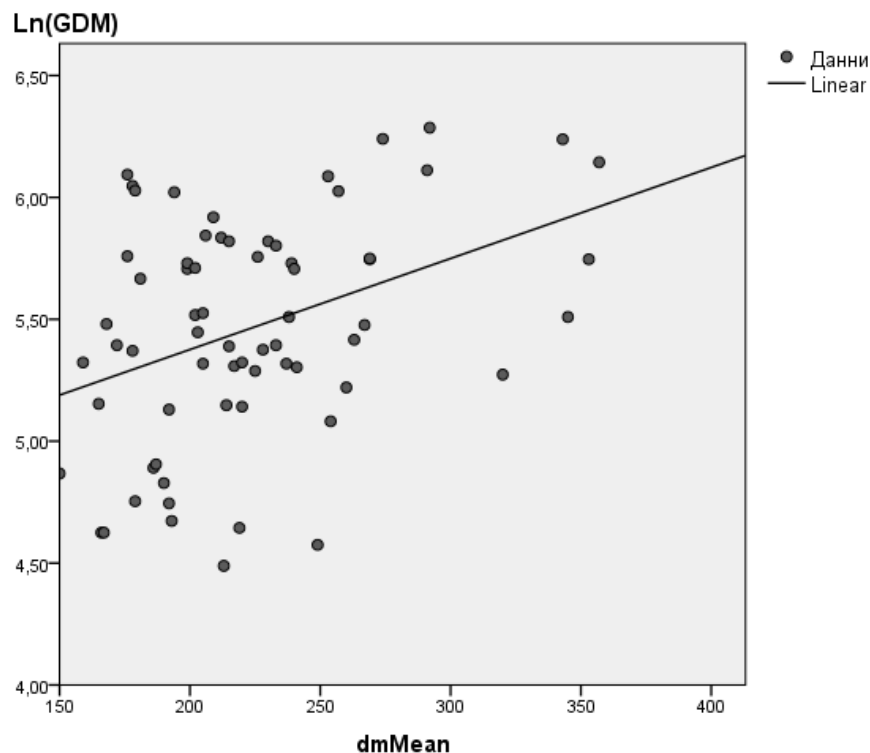
Фигура 24: Зависимост на ГДМ1/3 от ЕМГ на десен m. masseter Max

Зависимост между ГДМ1/3 и средни стойности на ЕМГ на Десен m. masseter

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1/3 и ЕМГ на десен m. masseter Mean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.001$, $R^2 = 0.148$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = 4,629 + 0,004 * \text{dmMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението на dmMean с единица води до средностатистическо увеличение на Ln(GDM) с 0,004. Тук също така прави впечатление, че корелацията между мускулната сила и ЕМГ потенциалите е по-значима когато се имат предвид усреднените стойности на ЕМГ (Фиг. 25).



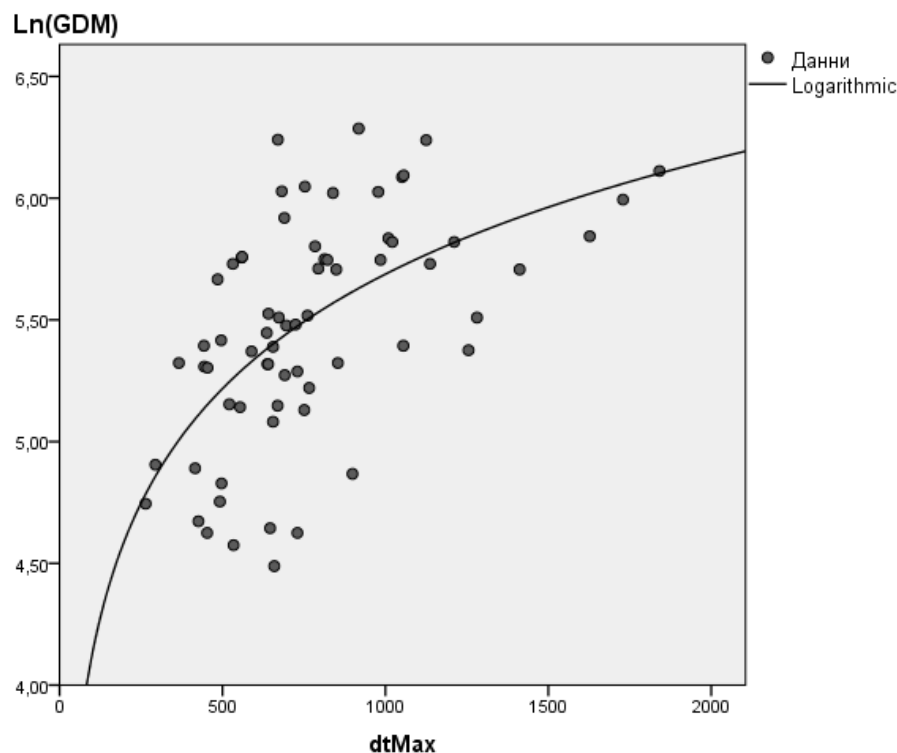
Фигура 25: Зависимост на ГДМ1/3 от ЕМГ на десен m. masseter Mean

Взаимовръзка между ГДМ 1/3 и максималните ЕМГ стойности на десен m. temporalis

Проведеният регресионен анализ установи наличие на корелационна зависимост между ГДМ 1/3 и десен m. temporalis Max (dtmax). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от логаритмичния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.333$) със следните параметри:

$$\mathbf{Ln(GDM) = 1,002 + (0,678 * \ln(dtMax))}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението с единица на стойностите на ЕМГ на десен m. temporalis води до увеличение на GDM. Прави впечатление, че зависимостта между ГДМ и dtMax не е линейна. (Фиг. 26).



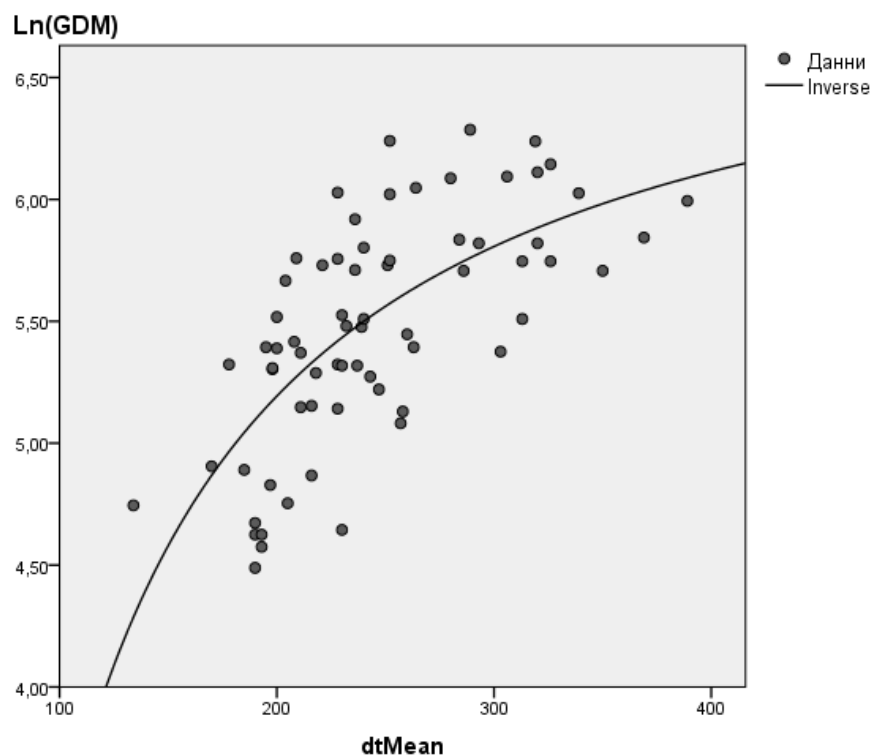
Фигура 26: Зависимост на ГДМ1/3 от ЕМГ на десен m. temporalis Max

Взаимовръзка между ГДМ 1/3 и средните стойности на ЕМГ на десен m. temporalis

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и десен m. temporalis Mean. Бяха изследвани 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS, при което беше установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.478$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = 7,035 - 368,294/\text{dtMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален, но не линеен характер, като увеличението на dtMean води до увеличение на Ln(GDM).



Фигура 27: Зависимост на ГДМ 1/3 от десен m. temporalis Mean

Тъй като зависимостта не носи линеен характер прави впечатление, че при ЕМГ потенциали над 200 mV нарастването на потенциалите е съпроводено с по-ниско увеличаване на мускулната сила. (Фиг. 27).

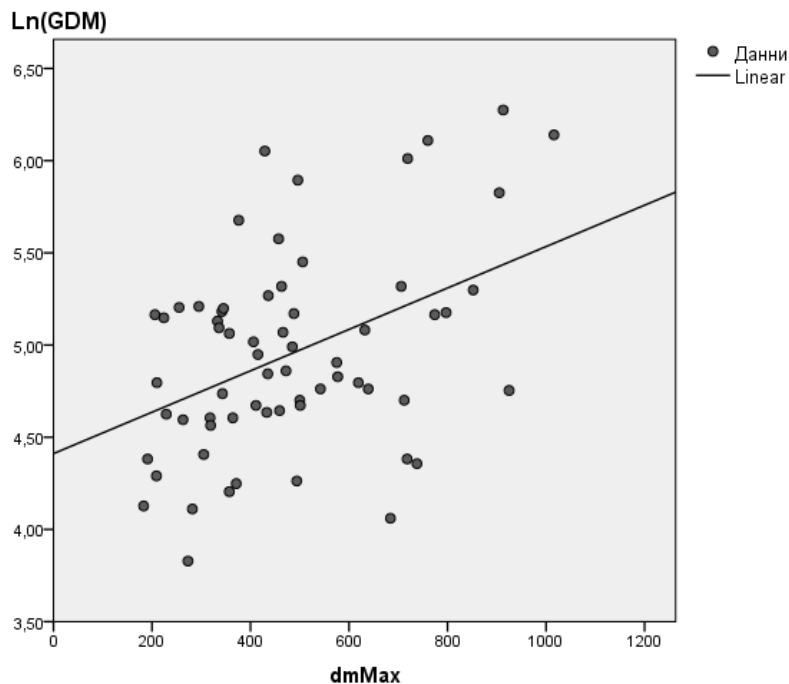
V.4.3.3. Зависимост между сила на стискане 2/3 от максималната (ГДМ 2/3) с ЕМГ на дъвкателните мускули вдясно.

ГДМ 2/3 и максимални стойности на ЕМГ на десен m. masseter.

Тъй като и в този случай ГДМ имаше разпределение, различно от нормалното, се наложи да приложим натурален логаритъм (**Ln**), за да го нормализираме. Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и десен m. masseter Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.180$) със следните параметри:

$$\text{Ln}(\text{GDM}) = 4,411 + 0,001 * \text{dmMax}$$

Зависимостта има линеен, правопрпорционален характер, като увеличението с единица на ЕМГ потенциалите на десен m. masseter води до средностатистическо увеличение на Ln(GDM) с 0,001. (Фиг. 28).



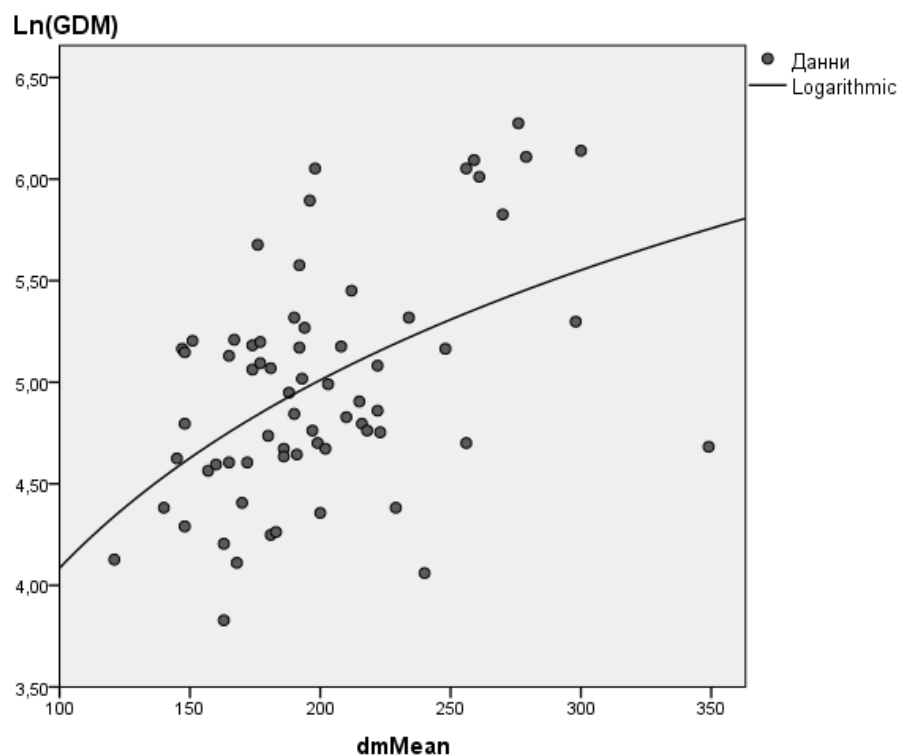
Фигура 28: Зависимост на ГДМ2/3 от ЕМГ на десен m. masseter Max

Зависимост между ГДМ 2/3 и средни стойности на ЕМГ на десен *m. masseter* (*dmMean*).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и усреднените стойности на ЕМГ за десен *m. masseter* (*dmMean*). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от логаритмичния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.235$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = -2,061 + (1,335 * \ln(\text{dmMean}))$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на *dmMean* води до увеличение на Ln(GDM) (фиг.29).



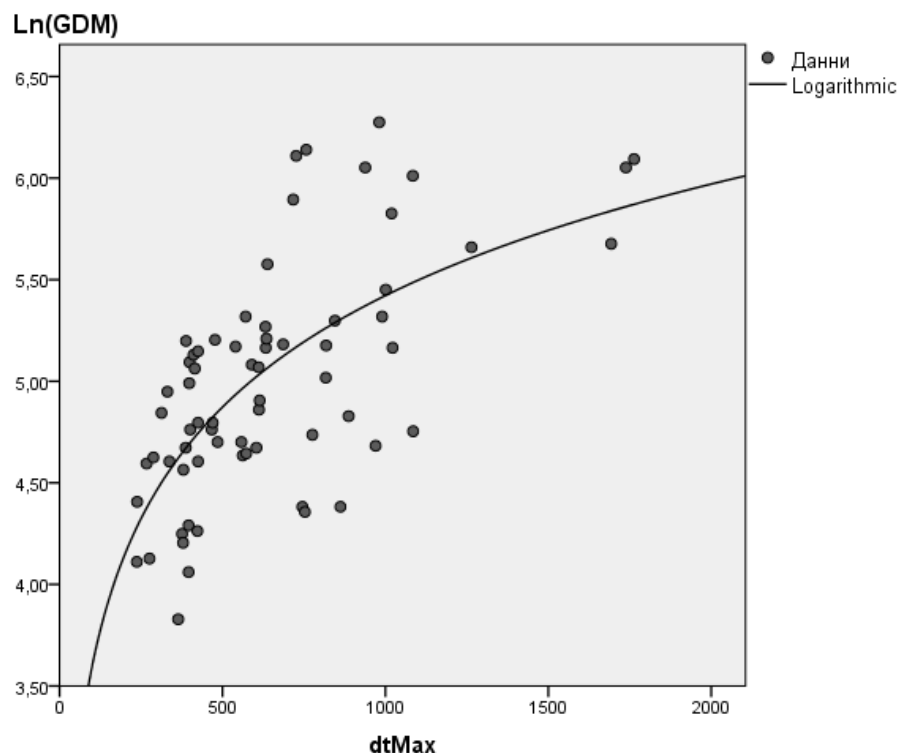
Фигура 29: Зависимост на ГДМ2/3 от усреднените ЕМГ стойности на десен *m. masseter* (*dm Mean*)

Зависимост между ГДМ 2/3 и максимални стойности на ЕМГ на Десен m. temporalis (dt Max)

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между силата на стискане ГДМ 2/3 и максималните стойности на ЕМГ потенциалите на десен m. temporalis (dt Max). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от логаритмичния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.431$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = -0.050 + (0,792 * \ln(\text{dtMax}))$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на dtMax води до увеличение на Ln(GDM) (Фиг. 30).



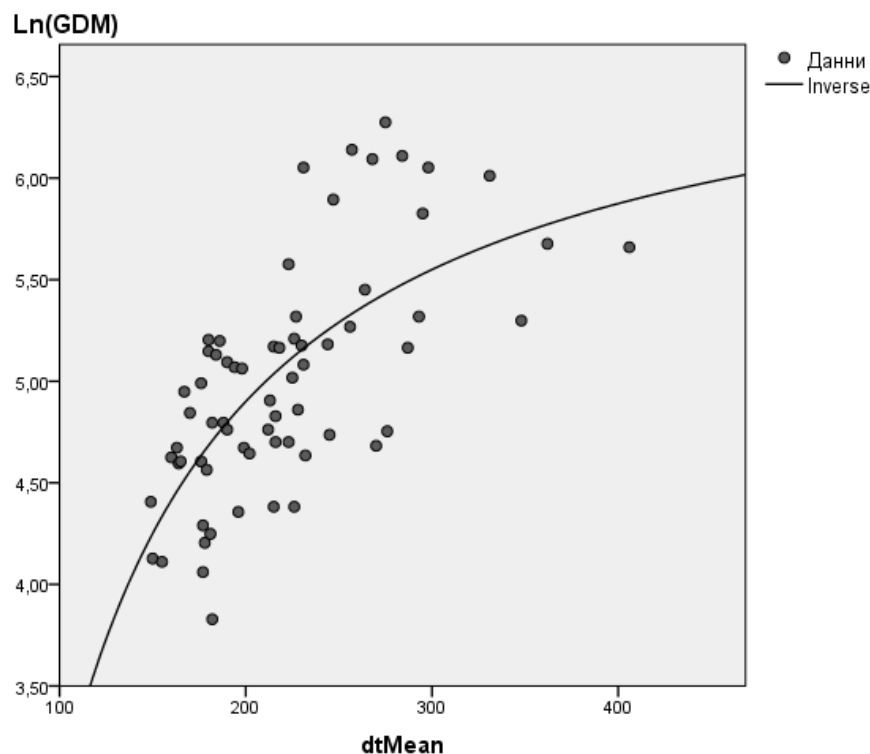
Фигура 30: Зависимост на ГДМ2/3 от максималните стойности на ЕМГ на десен m. temporalis (dt Max).

Зависимост между ГДМ 2/3 и средните стойности на ЕМГ на десен m. temporalis (dt mean)

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ 2/3 и усреднените стойности на ЕМГ на десен m. temporalis. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.467$) със следните параметри:

$$\text{Ln(GDM)} = 6,849 - 389,725/\text{dtMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален, но нелинеен характер, като увеличението на dtMean води до увеличение на Ln(GDM) (Фиг. 31).



Фигура 31: Зависимост на ГДМ2/3 от усреднените стойности на ЕМГ на десен m. temporalis (dtMean)

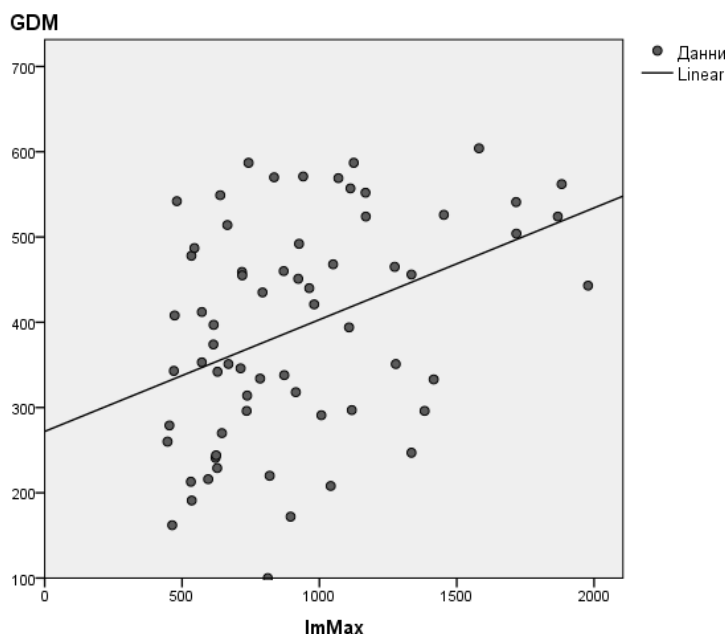
V.4.3.4. Зависимост между максимална сила на стискане (ГДМ 1) с ЕМГ на дъвкателните мускули вляво.

Зависимост между максимална сила на стискане ГДМ1 и максималните стойности на ЕМГ на Ляв m. masseter (ImMax).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и ЕМГ на Ляв m. masseter Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.001$, $R^2 = 0.154$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 271,966 + 0,131 \cdot \text{ImMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, и тъй като зависимостта е с линеен характер, може да се определи, че увеличението на ImMax с единица води до средностатистическо увеличение на GDM с 0,131 (фиг.32).



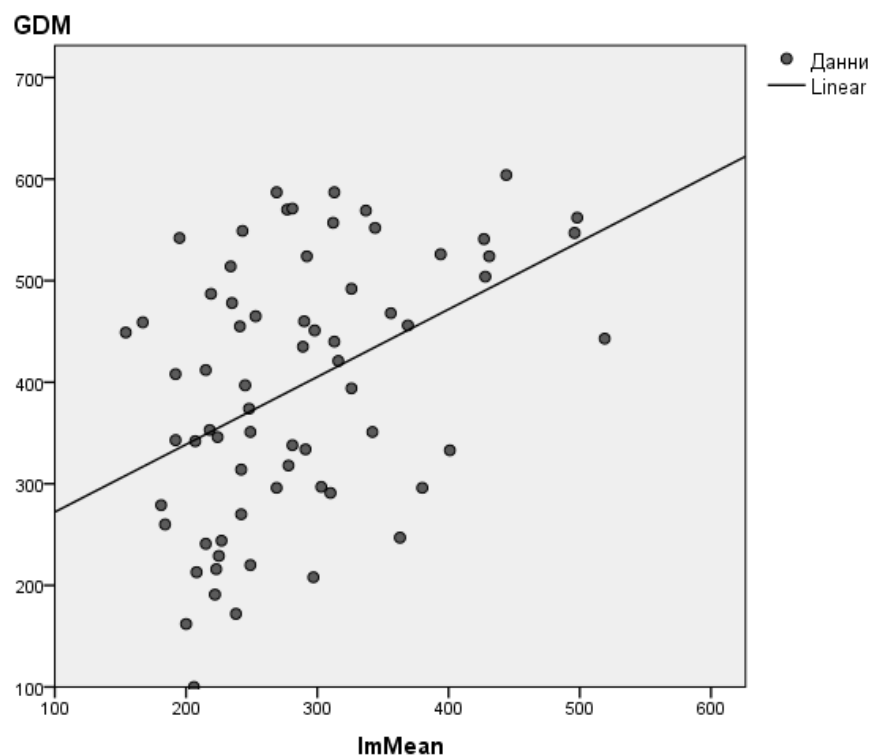
Фигура 32: Зависимост на ГДМ1 от максималните стойности на ЕМГ на Ляв m. masseter (ImMax).

Зависимост между максимална сила на стискане (ГДМ1) и усреднените стойности на ЕМГ на ляв m. masseter (Im mean).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1 и ЕМГ на ляв m. masseter Mean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.186$) със следните параметри:

$$\mathbf{GDM = 205,701 + 0,665 * ImMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението с единица на средните ЕМГ стойности на левия m. masseter води до средностатистическо увеличение на GDM с 0,665 (фиг. 33). Тези данни показват, че силата на стискане корелира по-силно със средните, отколкото с максималните стойности на ляв m. masseter.



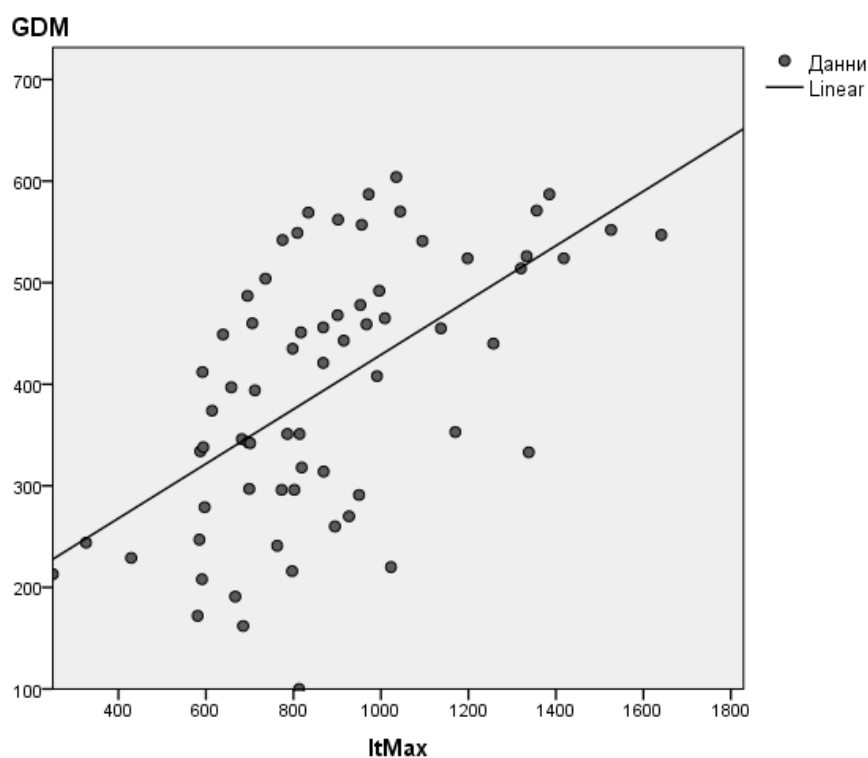
Фигура 33: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на ляв m. masseter Mean

Зависимост между максимална сила на стискане (ГДМ1) и максималните стойности на ЕМГ на ляв m. temporalis (It Max).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1 и ЕМГ на ляв m. temporalis Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.331$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 160,675 + 0,268 * \text{ItMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението с единица на максималните ЕМГ стойности на ляв m. temporalis води до средностатистическо увеличение на GDM с 0,268 (фиг.34).



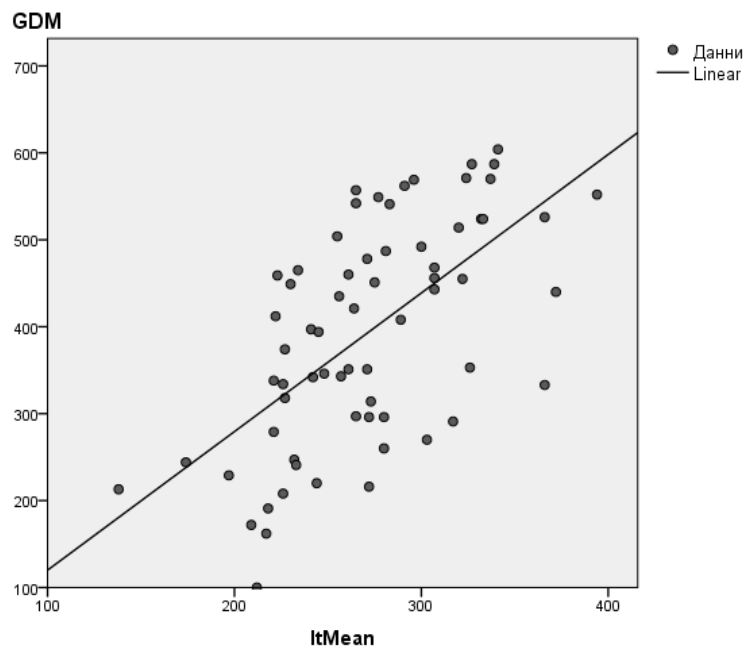
Фигура 34: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на ляв m. temporalis Max

Зависимост между максимална сила на стискане (ГДМ1) и средните стойности на ЕМГ на ляв m. temporalis (lt mean).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1 и ЕМГ на ляв m. temporalis Mean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.383$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = -39,409 + 1,594 * \text{ltMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението с единица на средните ЕМГ стойности на левия m. temporalis води до средностатистическо увеличение на GDM с 1,594 (фиг. 35).



Фигура 35: Зависимост на ГДМ1 от ЕМГ на ляв m. temporalis Mean

V.4.3.5. Зависимост между сила на стискане 1/3 от максималната (ГДМ 1/3) с ЕМГ на дъвкателните мускули вляво.

Зависимост между сила на стискане ГДМ 1/3 и максималната електромиографската активност на ляв m. masseter (Im max)

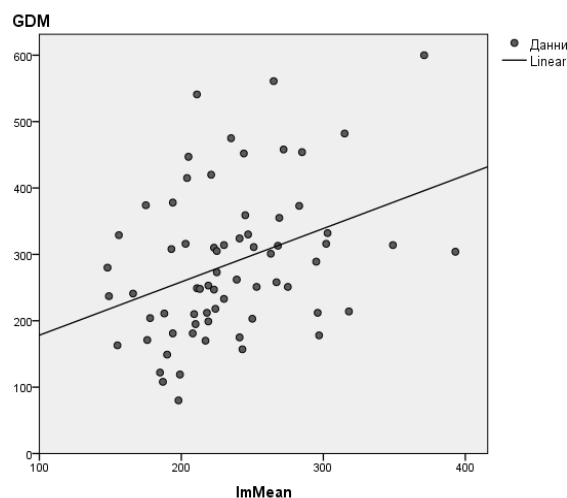
Проведеният регресионен анализ не установи наличие на зависимост между ГДМ 1/3 и Ляв m. masseter Max.

Зависимост между сила на стискане ГДМ 1/3 и ЕМГ на Ляв m. masseter Mean

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1/3 и ЕМГ на Ляв m. masseter. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p=0.002$, $R^2 = 0.133$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 97,904 + 0,803 * \text{ImMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението на ImMean с единица води до средностатистическо увеличение на GDM с 0,803 (фиг.36).



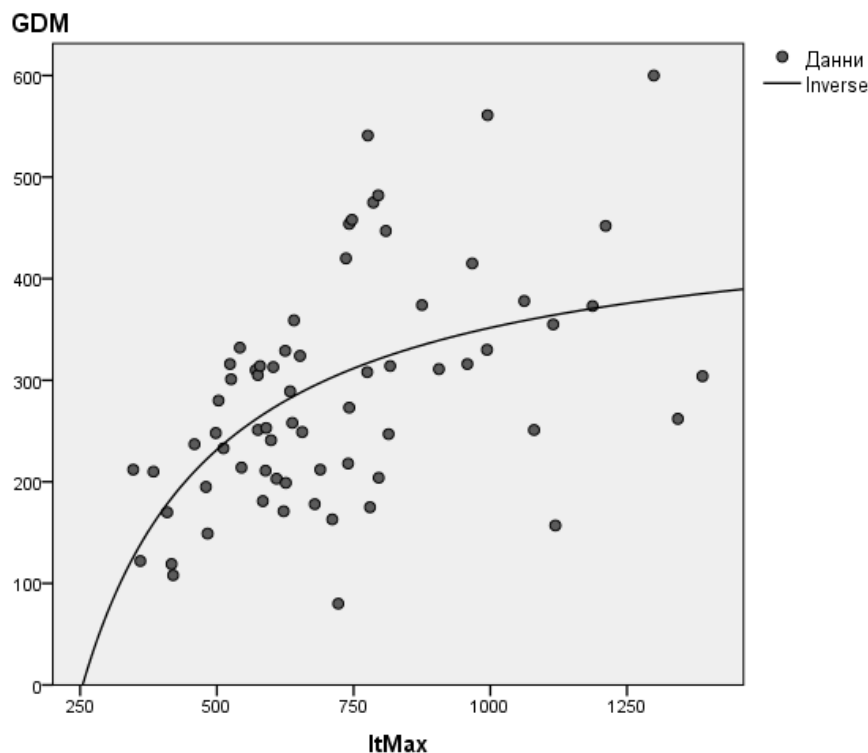
Фигура 36: Зависимост на ГДМ 1/3 от ЕМГ на ляв m. masseter

Зависимост между сила на стискане ГДМ 1/3 и максималната електромиографска активност на Ляв m. temporalis (It max).

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ1/3 и ЕМГ активността на Ляв m. temporalis Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.277$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 471,755 - 120072,661/\text{ItMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на ItMax води до увеличение на GDM (Фиг. 37).



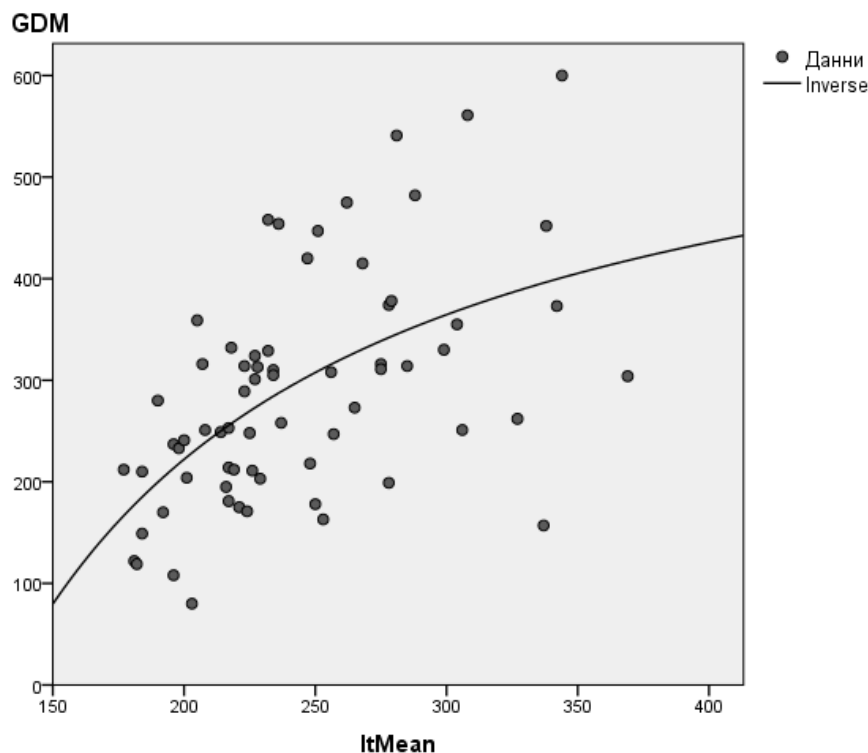
Фигура 37: Зависимост на ГДМ 1/3 от ЕМГ на Ляв m. temporalis Max

Зависимост между сила на стискане ГДМ 1/3 и електромиографската активност на Ляв m. temporalis (lt mean)

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и Ляв m. temporalis Mean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от реципрочния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.311$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 649,443 - 85463,756/\text{ltMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението на ltMean води до увеличение на GDM (фиг. 38).



Фигура 38: Зависимост на ГДМ1/3 от ЕМГ на ляв m. temporalis Mean

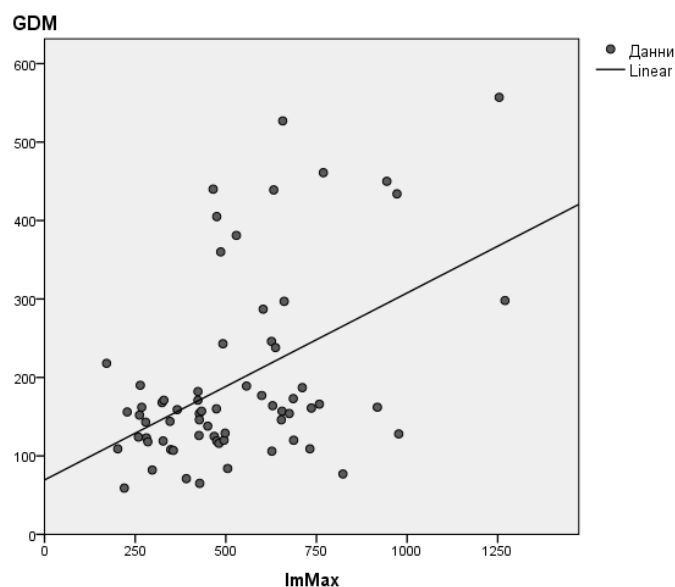
V.4.3.6. Зависимост между сила на стискане 2/3 от максималната (ГДМ 2/3) с ЕМГ на дъвкателните мускули вляво.

Зависимост между сила на стискане ГДМ 2/3 и ЕМГ на Ляв m. masseter Max

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ и Ляв m. masseter Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.223$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 69,329 + 0,238 * \text{ImMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението на максималните ЕМГ потенциали на левия m. masseter с единица води до средностатистическо увеличение на ГДМ с 0,238 (Фиг.39).



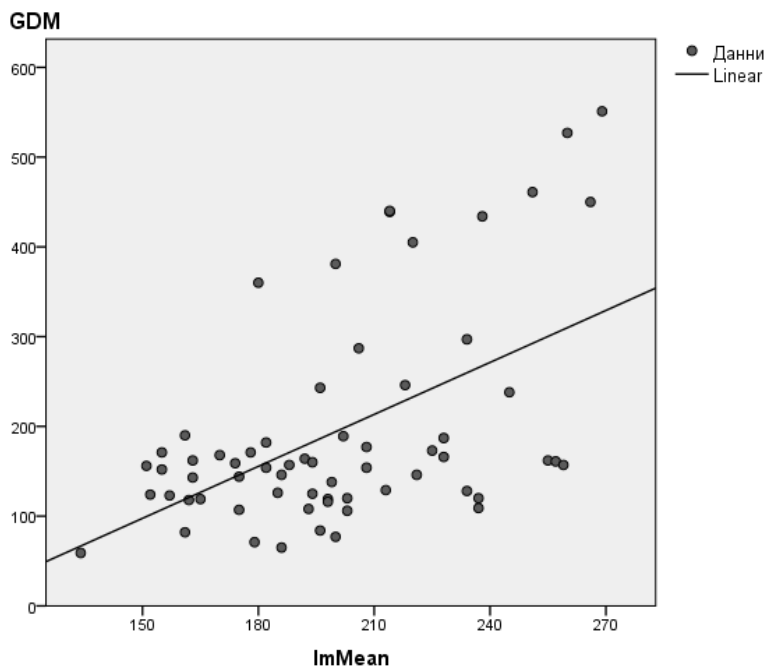
Фигура 39: Зависимост на ГДМ 2/3 от ЕМГ на ляв m. masseter Max

Зависимост между ГДМ 2/3 и ЕМГ на Ляв m. masseter Mean

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ 2/3 и ЕМГ на ляв m. masseter Mean. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.277$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = -191,909 + 1,930 * \text{ImMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението с единица на средните стойности на ЕМГ на ляв m. masseter води до средностатистическо увеличение на GDM с 1,930. (Фиг. 40)



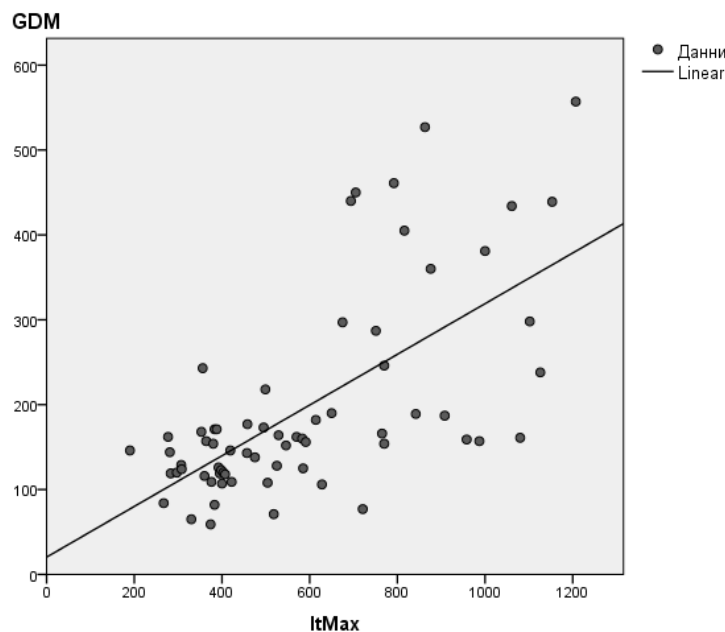
Фигура 40: Зависимост на ГДМ 2/3 от ЕМГ на ляв m. masseter Mean

Зависимост на ГДМ 2/3 от ЕМГ на ляв m. temporalis Max

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ 2/3 и ЕМГ на Ляв m. temporalis Max. От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.432$) със следните параметри:

$$\text{GDM} = 20,393 + 0,299 \cdot \text{ItMax}$$

Зависимостта има правопрпорционален характер, като увеличението с една единица на максималните ЕМГ потенциали на левия m. temporalis води до средностатистическо увеличение на GDM с 0,299. (Фиг. 41).



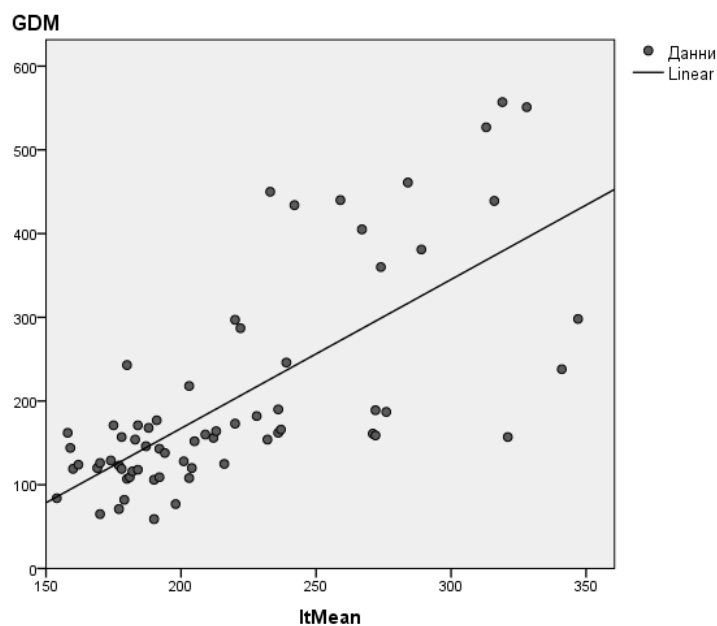
Фигура 41: Зависимост на ГДМ 2/3 от ЕМГ на Ляв m. temporalis Max

Зависимост на ГДМ 2/3 от ЕМГ на ляв m. temporalis Mean

Проведеният регресионен анализ установи наличие на зависимост между ГДМ 2/3 от ЕМГ на Ляв m. temporalis Mean (Фиг. 42). От изследваните 10 модела в процедурата “Curve estimation” на SPSS бе установено, че зависимостта се описва най-добре от линейния модел ($p < 0.001$, $R^2 = 0.509$) със следните параметри:

$$\mathbf{GDM = -188,236 + 1,778 * ItMean}$$

Зависимостта има правопрпорционален линеен характер, като увеличението с една единица на средните ЕМГ стойности на левия m. temporalis води до средностатистическо увеличение на дъвкателната сила с 1,778.



Фигура 42: Зависимост на ГДМ2/3 от ЕМГ на Ляв m. temporalis Mean

Табл.44 Зависимост между ЕМГ активността на дъвкателните мускули и дъвкателната сила.

ГДМ	ДЯСНО			ЛЯВО		
	ЕМГ	Зависимост	Повишаване	ЕМГ	Зависимост	Повишаване
ГДМ max	Dm max	линейна	0.086	Lm max	линейна	0.131
	Dm mean	линейна	0.799	Lm mean	линейна	0.665
	Dt max	нелинейна	нараства	Lt max	линейна	0.268
	Dt mean	нелинейна	нараства	Lt mean	линейна	1.594
ГДМ 2 /3	Dm max	линейна	0.001	Lm max	линейна	0.238
	Dm mean	нелинейна	нараства	Lm mean	линейна	1.930
	Dt max	нелинейна	нараства	Lt max	линейна	0.299
	Dt mean	нелинейна	нараства	Lt mean	линейна	1.778
ГДМ 1/ 3	Dm max	линейна	0.0004	Lm max	Не се установява	-----
	Dm mean	линейна	0.004	Lm mean	линейна	0.803
	Dt max	нелинейна	нараства	Lt max	нелинейна	нараства
	Dt mean	нелинейна	нараства	Lt mean	нелинейна	нараства

От таблица 44 се вижда, че:

- С увеличаване на ЕМГ активността се увеличава и мускулната сила
- Вдясно при *m. masseter* преобладава линейната зависимост, докато при *m. temporalis* тя е нелинейна.
- Вляво и при двата мускула при сила на стискане – максимална и 2/3 от максималната установихме линейна зависимост ЕМГ/ГДМ, докато при сила на стискане 1/3 линейността се губи, като е налице само при средните стойности на ЕМГ на *m. masseter*.

V.4.3.7. Изследване на възрастовата зависимост на отчетените параметри

V.4.3.7.1. Изследване на взаимовръзката между ЕМГ активността и възрастта на изследваните индивиди (възрастова зависимост).

Таблица 45: Корелационен анализ на възрастта с ЕМГ

Показател	Величина	Опит	ЕМГ
Ляв m. masseter	Max	1	0,138
		2	0,180
		3	0,191*
	Mean	1	0,140
		2	0,180
		3	0,177
Ляв m. temporalis	Max	1	0,197*
		2	0,239*
		3	0,265**
	Mean	1	0,183
		2	0,223*
		3	0,271**
Десен m. masseter	Max	1	0,000
		2	0,060
		3	0,159
	Mean	1	0,009
		2	0,095
		3	0,138
Десен m. temporalis	Max	1	0,099
		2	0,141
		3	0,158
	Mean	1	0,098
		2	0,127
		3	0,169

* - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$, *** - $p < 0,001$

За определяне дали съществува зависимост между ЕМГ потенциалите на лицевите мускули и възрастта на изследваните пациенти беше приложен корелационен анализ.

На табл. 45 са представени данните от корелационния анализ между възрастта на изследваните индивиди и електромиографската активност на мускулите *m. masseter* и *m. temporalis* вляво и вдясно. От таблицата се вижда, че е налице достоверна, правопрпорционална положителна корелация на възрастта и с двата дъвкателни мускула вляво, като е по-добре изразена при *m. temporalis*. Определяйки силата на корелационната връзка възраст/ЕМГ може да се отбележи, че:

- Максималната стойност на ЕМГ потенциала на ляв *m. masseter* (трето измерване), показва слаба корелация с възрастта;
- Максимална стойност на ЕМГ потенциалите при ляв *m. temporalis* – и при трите измервания – слаба връзка;
- Средните стойности на ЕМГ при втори и трети опит – слаба, но достоверна корелационна зависимост за ляв *m. temporalis*;
- Вдясно не се установява корелационна зависимост между възрастта и ЕМГ активността на *mm. temporalis et masseter*.

V.4.3.7. 2. Изследване на взаимовръзката между мускулната сила (ГДМ) и възрастта на изследваните индивиди (възрастова зависимост).

Приложи се корелационен анализ, при което беше изследвана взаимовръзката между максималната мускулна сила (GDM1) вляво и вдясно и възрастта на изследваните индивиди.

От табл. 46 се вижда, че е установена слаба, но достоверна, правопрпорционална корелация на възрастта с ГДМ1 както вляво, така и вдясно.

Таблица 46: Корелационен анализ на възрастта с ГДМ

Показател	ГДМ1 дясно	ГДМ1 ляво
Възраст	0,282*	0,255*

* - $p < 0,05$

Резултати по задача 5. Изследване на половите различия в някои антропометрични показатели, ЕМГ активност и дъвкателна сила при изследваните индивиди.

Тъй като двата пола статистически не се различават по възраст бяха използвани данните от цялата извадка.

5.1. Полови различия в антропометричните показатели при изследваните лица.

Достоверно различие между двата пола беше установено само при ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$. И при двата показателя при жените се установиха значимо по-високите средни стойности в сравнение с мъжете. Това определя жените предимно като нормодивергентни, а мъжете като предимно хиподивергентни (табл. 47).

Таблица 47: Сравнителен анализ на двата пола по показателите $\angle M/SN$, $\angle M/SpP$, $\angle ANB$, WITS, покритие, $\angle SNA$ и $\angle SNB$

Показател	Мъже (n=43)		Жени (n=67)		P
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
$\angle M/SN$	29,72	7,42	32,94	6,03	0,029
$\angle M/SpP$	21,55	7,02	24,25	6,38	0,040
$\angle ANB$	3,17	2,59	3,75	2,51	0,246
WITS	0,72	4,59	1,44	3,61	0,388
Покритие	45,36	26,51	47,82	17,93	0,601
$\angle SNA$	81,06	4,13	80,78	2,87	0,705
$\angle SNB$	77,88	4,73	77,03	3,77	0,321

5.2. Полови различия в ЕМГ потенциалите на мускулите temporalis и masseter при изследваните индивиди.

И при двата пола бяха сравнявани максималните и средните стойности на двата мускула вляво и вдясно. На таблиците са представени средните стойности на всеки от мускулите при трите измервания.

Данните за ляв m. masseter са представени на Таблица 48. От нея се вижда, че не се установява достоверна разлика в ЕМГ потенциалите между мъже и жени при нито едно от измерванията.

Таблица 48: Сравняване на ЕМГ потенциалите на ляв m. masseter при двата пола

Величина	Опит	Мъже (n=43)		Жени (n=67)		P
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
Max	1	1140,88	538,13	1087,10	526,00	0,752
	2	1177,30	567,16	1154,76	550,45	0,912
	3	1187,31	613,40	1175,00	569,61	0,876
Mean	1	339,30	108,18	323,93	107,28	0,466
	2	345,16	112,79	319,64	101,76	0,333
	3	351,65	128,00	317,55	96,86	0,338

Таблица 49: Сравняване на ЕМГ потенциалите на ляв m. temporalis при двата пола

Величина	Опит	Мъже (n=43)		Жени (n=67)		P
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
Max	1	1114,33	442,28	1304,18	457,26	0,035
	2	1163,12	444,58	1338,48	494,31	0,112
	3	1185,51	460,40	1347,43	547,38	0,147
Mean	1	326,49	76,13	362,15	90,93	0,068
	2	338,42	86,29	371,57	99,31	0,154
	3	339,70	87,22	371,06	104,91	0,197

На таблица 49 са представени данните за ляв m. temporalis при мъже и жени. Статистически значима разлика между двата пола се установява единствено при максималната величина на ляв m. temporalis, като стойностите при жените са по-високи от тези при мъжете в първото измерване.

Таблица 50: Сравняване на ЕМГ потенциалите на десен m. masseter при двата пола

Величина	Опит	Мъже (n=43)		Жени (n=67)		P
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
Max	1	1072,23	516,26	1108,62	506,76	0,551
	2	1221,42	650,80	1181,13	649,53	0,729
	3	1141,88	633,12	1146,16	580,21	0,681
Mean	1	327,49	112,90	323,21	104,53	0,804
	2	345,33	125,30	331,28	119,46	0,688
	3	338,05	127,16	327,28	118,83	0,788

Таблица 51: Сравняване на ЕМГ потенциалите на десен m. temporalis при двата пола

Величина	Опит	Мъже (n=43)		Жени (n=67)		P
		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
Max	1	1138,28	426,16	1306,33	545,38	0,177
	2	1200,28	435,65	1321,97	530,93	0,379
	3	1189,56	474,45	1350,40	541,91	0,114
Mean	1	335,86	86,66	367,43	108,36	0,306
	2	346,40	88,71	368,46	104,29	0,254
	3	343,86	91,39	365,24	106,16	0,280

Вдясно не се установи достоверна разлика в максималните и средните стойности на m. masseter и m. temporalis между мъже и жени.

Тези данни ни дават основание да отбележим, че не се наблюдават полови различия в ЕМГ потенциалите на дъвкательните мускули при изследваните пациенти.

5.3. Полови различия в максималната сила на стискане (GDM) вляво и вдясно

На таблица 52 са представени данните за максималната сила на стискане вдясно и вляво при двата пола. От таблицата става ясно, че не се установяват статистически достоверни различия на максималната сила на стискане при гнатодинамометрия (GDM) вдясно и вляво.

Тук не бяха сравнявани стойностите на ГДМ при сила на стискане 1/3 и 2/3, тъй като при максимално стискане възможността за субективизъм е сведена до минимум. Поради тази причина бяха взети само данните от стискането с максимална сила.

Таблица 52: Сравнителен анализ на двата пола по показателите максималната сила на стискане с GDM вдясно и вляво

Показател	Мъже (n=33)		Жени (n=35)		P
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	
ГДМ дясно	379,30	126,68	353,85	135,93	0,467
ГДМ ляво	409,61	121,12	383,20	135,11	0,400

Данните от измерванията показаха, че не се установява достоверна разлика в силата на стискане вляво и вдясно при изследваните пациенти както при мъжете, така и при жените.

VI. ОБСЪЖДАНЕ

VI.1.1. Обсъждане на резултати по задача 1: Определяне на относителния дял на трите вида лицев тип при изследваните пациенти и разпределението им по пол във всяка от групите.

Литературните данни относно процентното разпределение на различните лицеви типове са много оскъдни. Има предположения, че в известна степен те се определят от расовата принадлежност (11). Според някои автори въпросът за принадлежността към някои от скелетните типове се свързва с развитието на дъвкателните мускули и техните морфологични характеристики (204). При експериментални изследвания той установява, че хранителните навици (употреба на по-мека или по-твърда храна) водят до различно натоварване и до различна мускулна сила на дъвкателния апарат, а оттам и до разлики в нарастването на лицевия скелет (203). При изследване на 54 случайно подбрани възрастни бели мъже (за изключване на полов диморфизъм), авторът установява че съотношението на хипо- към хипер- към нормодивергентни е съответно 9:14:31. Тоест, с най-висок относителен дял са нормодивергентните, следвани от хипердивергентните, и с най-малък дял са хиподивергентните.

Получените от нас резултати показват, че независимо от ъгъла ($\angle M/SN$ или $\angle M/SpP$), спрямо който се определя принадлежността на пациентите към една от трите групи (хипо-, нормо- или хипердивергентни), и при двата случая при жените преобладава нормодивергентният лицев тип (44,8%). При жените разделени спрямо $\angle M/SN$ на второ място са тези с хипердивергентен тип (31,3%), а когато класифицирането е спрямо $\angle M/SpP$ на второ място са хиподивергентните индивиди (35,8%). При мъжете и при двете разпределения най-голям е относителният дял на хиподивергентните лица (спрямо $\angle M/SN$ - 44.2%,

спрямо $\angle M/SpP$ – 51.2%), нормодивергентните, определени спрямо критерия $\angle M/SN$ са равни по брой с хипердивергентните (27.9%), докато в спрямо ъгъла $\angle M/SpP$ нормодивергентните са 37,2%, а хипердивергентните са 11,6%.

По данни на Alarcón, J.A. et al. (17) който е изследвал 187 европейци, от които 92 мъже и 95 жени, съотношението на хипо- към норма- към хипердивергентни общо е 41:97:49, класифицирани спрямо $\angle FMA$. При мъжете това съотношение е съответно 21:46:26, а при жените е съответно 20:51:23.

По отношение на жените нашите данни съвпадат с данните на Alarcón J.A. et al. (17), но при мъжете нашите изследвания показват най-висок процент на лицата с хиподивергентен тип, докато Alarcon JA (17) установява, че при мъжете е най-разпространен нормодивергентният лицев тип.

Siriwat PP и Jarabak JR (178) проучват 500 случайно подбрани лица на възраст 8-12 години, разделени на три лицеви типа посредством съотношение на лицевата височина, или facial height index (FHI) на Jarabak. Това е съотношението между задната лицева височина (S-Go) и предната лицева височина (N-Me), или $FHR = S-Go / N-Me$. За хипердивергентни приемат индивиди с $FHR < 59\%$; нормодивергентни с $FHR = 59-63\%$; и хиподивергентни с $FHR > 63\%$. От всички 500 изследвани 10% са хипердивергентни, 46% нормодивергентни и 44% хиподивергентни.

Нашите данни показват, че когато се използват различни критерии (ъгли) за класифициране на пациентите, един и същи пациент може да попадне в различна група. Напр. група 1 (хиподивергентни) включва 35 изследвани, докато група 4 (отново хиподивергентни) се състои от 46 изследвани. Това поставя на дневен ред въпроса, кой от двата ъгъла

$\angle M/SN$ или $\angle M/SpP$ е по-подходящ при определяне на принадлежността на даден пациент към определен лицев тип (табл. 1).

VI.1.2. Обсъждане на резултати по задача 1. Изследване на взаимовръзката между антропометричните показатели при индивидите с различен лицев тип.

Покритие на резците при различен лицев тип.

В нашето проучване сравнителният анализ на процента на зъбно покритие показва много близки стойности при всички изследвани групи, вариращи от 45,31 до 50,64 %. От общо 110 изследвани души 1 е с отворена захапка – 0,9%; трима с ръбцова оклузия (2,73%), 63 души с нормално покритие до 50% (57,27%), 42 с покритие между 50-100 % (38,18) и един с покритие над 100% (0,9%).

Това дава основание да заключим, че независимо от лицевия тип покритието при резците най-често е в норма, последвано от индивиди с дълбока оклузия.

В този аспект представляват интерес изследванията на Петрунов В. (8), който от 1300 изследвани деца при 934 – 71,8% във вертикална посока установява нормални вертикални съотношения. При останалите са открити 277 (21,3%) с дълбока захапка, 42 (3,2%) с ръбцова и 26 (2%) с отворена захапка. Според автора най-голям процент от отклоненията се пада на дълбоката захапка.

Нашите данни потвърждават проучването на В. Петрунов, тъй като откриваме най-голям брой индивиди с нормално покритие, следвани от такива с дълбока захапка.

Корелационна зависимост между ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ и процента на зъбно покритие

Тъй като представлява интерес да се установи дали процентът на зъбното покритие корелира със стойностите на $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$, беше използван корелационен анализ за установяване на зависимостта между покритието при резците с $\angle M/SpP$ и с $\angle M/SN$ при отделните групи с различен лицев тип.

Нашето предположение за наличие на положителна корелация между вертикалния лицев тип на и покритието при резците не беше потвърдена, т.е. процентът на зъбно покритие не зависи от двата ъгъла ($\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$).

Взаимовръзка между вертикалните и сагитални скелетни съотношения $\angle M/SN$ с $\angle ANB$ и линейния параметър по WITS

Взаимоотношенията между краниофациалната морфология и сагиталните скелетни отклонения в оклузията са обект на проучване в предишни изследвания, при които често се съобщава за нееднозначни резултати.

Schwarz A. (1960) (цит. по Siritwat P.P. et al. (178) счита, че не съществува значима причинно-следствена връзка между сагиталните скелетни малоклузии и вариациите във вертикална посока на лицевия скелет.

Според Schudy F. (1964) (цит. по Siritwat P.P. et al. (178) няма корелация между лицевия тип и скелетния клас при изследвани 270 лица. При друго изследване на 400 пациенти с малоклузии същият автор установява връзка между ъглите, определени между оклузална и мандибуларна равнини и $\angle SN$ и мандибуларната равнина, които той определя като отличен индикатор за лицевия тип

При друго изследване Siritwat P.P. et al. (178) установява, че при нормодивергентните преобладават клас I и клас II/1, докато при хиподивергентните превалира клас II/2.

При хипердивергентните индивиди доминира клас III, макар техният брой в групата на хиподивергентните да е по-голям.

Нашите резултати показаха, че при хиподивергентните лица (група 1) $\angle M/SN$ не корелира с показателите, определящи скелетния клас.

Единствено при хипердивергентните индивиди $\angle M/SN$ корелира умерено, правопрпорционално.

Аналогични са взаимоотношенията и между $\angle M/SpP$ и стойностите на $\angle ANB$ и линейното отчитане WITS. В група 6 (хипердивергентни) корелацията е изразена и правопрпорционална.

При нормодивергентните лица (групи 2 и 5), спрямо двата ъгъла не се открива корелация с $\angle ANB$, но и в двете групи има умерена, обратнопрпорционална корелация с WITS.

С цел да установим валидността на двата метода за определяне на скелетния клас при различните лицеви типове, определени посредством двата ъгъла ($\angle M/SN$; $\angle M/SpP$) изследвахме наличието на корелация между $\angle ANB$ и WITS. Установи се достоверна, правопрпорционална корелация между двата показателя. Оттук можем да направим извода, че всеки един е подходящ за определяне на скелетния клас, без значение на лицевия тип.

VI.2.1. Обсъждане на резултати по задача 2. Изследване на мускулната активност на m. masseter и m. temporalis в отделните групи.

VI.2.1.1. Сравняване на ЕМГ активността между m. masseter и m. temporalis

Изследването на електромиографската активност на дъвкателните мускули поставя за разрешаване на въпроса кой от двата мускула (m. masseter или m. temporalis) показва по-висока електромиографска активност. При 10 пациенти на възраст 8-13 години лекувани с trainer (Т4К, Myofunctional research) се откриват по-високи стойности на активността на m. temporalis, сравнен с m. masseter, както преди, така и след лечението (185). Serrao G. et al. (173) изследва 10 хипердивергентни и 13 хиподивергентни мъже на възраст 20-36 години и установява, че при лицата с хипердивергентен тип стойностите на средните ЕМГ амплитуди на m. masseter и m. temporalis при максимална контракция на мускулите са достоверно по-ниски от тези на хиподивергентните.

Установена е достоверна отрицателна корелация между ЕМГ активността на m. masseter, m. digastricus и цефалометричните данни за лицев тип (SN и SpP към мандибуларна равнина), и положителни корелационни взаимоотношения между m. temporalis и цефалометричните показатели. При хиподивергентни лица преобладава активността на m. masseter докато при увеличаване на вертикалния размер на лицето нараства активността на m. temporalis (198).

Нашите резултати показаха, че **вдясно** при нормодивергентните индивиди (групи 2 и 4 съобразно двата изследвани ъгъла) при максимално стискане няма достоверна разлика в електромиографската активност на двата мускула. При лицата с хипердивергентен лицев тип както

максималните, така и средните стойности на ЕМГ активността на десния *m. temporalis* е достоверно по-висока в сравнение с тази на десния *m. masseter*, което е в подкрепа на цитираните по-горе данни. Статистическата значимост е особено силно изразена, когато изследваните лица са разделени според показателя $\sqrt{M/SN}$. За отбелязване е, че при групите с хиподивергентен лицев тип при някои от опитите също се наблюдава по-висока електомиографска активност на темпоралния мускул в сравнение с тази на *m. masseter*. Изследването на ЕМГ активността **вляво** показва, че достоверно по-високи стойности на темпоралния мускул в сравнение с тези на *m. masseter* се установяват единствено в групата на хипердивергентните лица, докато при тези с хипо-и нормодивергентен тип няма разлика в ЕМГ потенциалите между двата мускула. Така нашите резултати потвърждават литературните данни, че от една страна *m. temporalis* показва по-висока ЕМГ активност в сравнение с *m. masseter*, а от друга, че тази находка е най-силно изразена при лицата с хипердивергентен лицев тип. Що се отнася до установения от нас факт, че вляво тази закономерност е по-силно изразена, отколкото вдясно, нашите данни се потвърждават от изследванията на Melo D.G. et al. (125), който върху 43 души без оплаквания в орофациалната област установява положителна корелация между лицевите характеристики (къси и широки лица) и стойностите на мускулната активност (по-високи) само за левия *m. temporalis*.

При физиологичен покой е установена достоверна отрицателна корелация между активността на *m. masseter* и $\sqrt{M/SN}$, предполагаща зависимост между активността на дъвкателната мускулатура и вертикалните размери на лицето (187). Тези резултати се потвърждават и от Morimitsu T. et al. (132), който при 10 изследвани с помощта на профилна телерентгенография и ЕМГ установява, че мускулната активност

на *m. temporalis* и *m. masseter* се увеличава с намаляването на ъгъла между мандибуларната равнина и SN, FH, SpP.

Това заключение е подкрепено и от други предишни проучвания, демонстриращи отрицателна корелация между \angle M/SN и повърхностната ЕМГ на *m. masseter* при максимална волева контракция (130, 15).

VI.2.1.2. Наличие на асиметрия ляво/дясно в ЕМГ активността на дъвкателните мускули.

Друг въпрос, чието разрешение представлява интерес е дали съществува асиметрия ляво/дясно в електромиографската активност на дъвкателните мускули при максимална волева контракция. При проучвания върху индивиди с лицева симетрия и при максимална контракция не е установена достоверна разлика ляво/дясно между мускулите *m. masseter* и *m. temporalis* (57, 211).

Abekura H. et al. (10) сравнява активността на *m. masseter* и *m. temporalis* поотделно, както и сумарната амплитуда на двата мускула вляво и вдясно при пациенти от двата пола, разделени в 4 групи: контролна група от здрави индивиди, MPD1 група (с леко изразени симптоми на миофациален дисфункционален болков синдром, без нужда от лечение), MPD2 група (със средни до изявени симптоми на миофациален дисфункционален болков синдром) и такива с оплаквания от ТМС. Индексът на асиметрия е най-нисък при здрави, като едностранното дъвчене, миофациалният дисфункционален болков синдром, оплакванията от ТМС са сред факторите, оказващи влияние върху асиметрията. Най- изявена асиметрия авторите откриват при групата с едностранно дъвчене. При здравите индивиди индексът на асиметрия е най-нисък. Достоверна разлика с другите групи не се открива.

При нашите изследвания не установихме достоверни различия между електромиографската активност ляво/дясно на двата дъвкателни мускула при нито една от изследваните групи (хипо- нормо – и хипердивергентни), независимо от ъгъла според който беше определян лицевия тип. Това е валидно както за максималните, така и за средните стойности на ЕМГ потенциалите при извършено трикратно определяне. Тези данни ни дават основание да се направи изводът, че не съществува функционална асиметрия в активността на дъвкателните мускули при нито един от лицевите типове, което е в подкрепа на цитираните по-горе данни за здрави индивиди.

Според Abekura H. et al. (10) при *m. masseter* индексът на асиметрия е най-нисък при здрави лица, в групата с оплаквания от ТМС индексът на асиметрия е най-висок, което се свързва с наличната патология. *M. temporalis* показва също асиметрия при двете групи, но групата с оплаквания от ТМС има по-слабо изразена асиметрия в сравнение с контролната група. Авторът отдава това на различната физиологична роля на *m.masseter* и предната част на *m. temporalis*, придавайки особена роля на *m. masseter* при максимална контракция като критерий при синдрома на стоматогнатната дисфункция, докато предната част на *m. temporalis* участва в стабилизирането на долната челюст и частично в генерирането на дъвкателната сила.

Когато ЕМГ стойностите са нормализирани (представени като процент от стойности на максимална контракция, но с памучни ролки между зъбите) не се открива корелация на ЕМГ потенциалите с морфологичният лицев индекс. Значителна директна корелация се открива при максимална контракция при резците, когато се ползват абсолютните стойности на ЕМГ сигнала в μV . Във физиологичен покой ЕМГ активността на *m. temporalis* е по-висока от тази на *m. masseter*. При това

изследване корелация между морфологичният лицев индекс и дъвкателната сила не се открива (125).

Предишни изследвания на Naeije M. et al. (135) сочат, че при здрави индивиди *m. masseter* е с по-висока електромиографска активност от тази на *m. temporalis* и с по-голямо напречно сечение, както вляво така и вдясно.

Според данни на Sathyanarayana H. et al. (169) лицевата морфология повлиява дъвкателната сила. Abu Alhaija ESJ et al. (11) също открива сигнификантни разлики в дъвкателната сила при млади индивиди с хипо-, нормо- и хипердивергентен тип, демонстрирайки зависимост между лицевата морфология и дъвкателната сила.

ЕМГ изследване на *m. temporalis* и *m. masseter* при 30 души с нормална оклузия (15 жени и 15 мъже), на възраст 18-19 години показва, че при максимална контракция и при стискане-отпускане потенциалите на *m. temporalis* са по-високи от тези на *m. masseter*, има висока степен на симетрия ляво/дясно и липса на полова зависимост на изследваните параметри (70).

Нашите резултати подкрепят цитираните по-горе данни, тъй като ние също установяваме по-висока ЕМГ активност при *m. temporalis* в сравнение с *m. masseter* и не установяваме асиметрия ляво/дясно при никой от изследваните дъвкателни мускули независимо от лицевия тип.

VI. 3. Обсъждане на резултатите по задача 3. Изследване на дъвкателната сила при лица с различен скелетен тип.

Изготвянето на добър лечебен план в ортодонтията изисква задълбочено познаване и разбиране на физиологията на дъвкателните мускули и техните взаимовръзки с различните лицеви типове. Поради тази причина отдавна представлява интерес изучаването на дъвкателната сила и потенциалната ѝ роля за развитието на дъвкателния комплекс. В ортодонтията също така са от значение вертикалните сили, които се получават при лечение на малоклузии, с различни апарати, като клас II ластици или tip back извивки при фиксирана техника (екструзивна механика).

Понякога е желателно дъвкателната сила да противодейства на ортодонтските сили (35, 36). Често оклузалните нарушения се съпътстват от нарушения в дъвкателната сила. Има данни, че при деца с едностранна задна кръстосана захапка и възрастни с предна отворена захапка максималната сила на захапката е намалена (179). Силата на захапката се дефинира като сила, приложена от дъвкателните мускули при оклузия (22). Тази сила е следствие на координирането между различните компоненти на дъвкателната система, която включва мускули, кости и зъби. Силата на стискането зависи от действието на дъвкателните мускули, свързани с централната нервна система, с обратна връзка на мускулното вретено, механорецепторите и ноцирецепторите, модифицирани от краниомандибуларната биомеханика. Според автора изследването на мускулната сила дава насоката на ортодонта относно лицевата морфология и типа механика, който трябва да се приложи (22).

Някои данни сочат, че силата на захапката варира в зависимост от вертикалната лицева морфология и индивидите с хиподивергентен тип

показват по-високи стойности на силата на захапката в сравнение с хипердивергентните (169).

Ние установихме, че при изследваните от нас лица дъвкателната сила при хипердивергентните вляво и вдясно е достоверно по-ниска в сравнение с хипо- и нормодивергентните (спрямо $\angle M/SN$) и от хиподивергентните (спрямо $\angle M/SpP$).

Proffit W. et al. (153) установяват, че индивидите с дълго лице имат с 50% по-ниска сила на захапката в сравнение със стойностите при нормодивергентните индивиди.

Нашите данни показват, че разликата в максималната сила на захапката между нормо- и хипердивергентни е значима, но не толкова изразена, както при изследванията на Proffit W. et al. (153).

При йордански студенти с хипо-, нормо- и хипердивергентен тип лице на възраст между 20 и 23 години Abu Alhaija E.S. et al. (11) измерват максималната сила на захапката. Средната стойност на силата е 573.42 ± 140.18 N. Най-високи стойности авторите установяват при индивидите с късо лице, докато най-ниски са стойностите при индивидите с дълго лице. Тези данни съвпадат със съобщените от Sasaki K. et al. (167), Kiliaridis S et al. (99).

Нашите данни сочат, че с най-ниски стойности на дъвкателната сила са индивидите с хипердивергентен тип, но получените от нас стойности са по-ниски от тези на Abu Alhaija ES, et al. (11) и при трите групи, което би могло да се отдаде на факта, че ние използваме метален датчик между зъбите, а авторите прилагат мек хидравличен датчик.

При индивиди с нормална оклузия мъжете показват по-високи стойности на дъвкателната сила в сравнение с жените. Това се дължи на по-малката мускулна сила на дъвкателните мускули при последните. При позициониране на датчика по-назад се отчита по-голяма сила на захапката, което вероятно е свързано с лостовата система на челюстите. (18, 189, 144).

Според Varga S. et al (208) MVBF корелира с възрастта и пола, като мъжете показват по-високи стойности на максималната сила на захапката от жените, но половите различия стават достоверни при групата на 18 годишните. Авторите не установяват достоверна разлика в стойностите на силата на захапката вляво и вдясно, което говори за липса на асиметрия.

Тези резултати съвпадат с получените от нас данни, тъй като ние също не установихме наличие на асиметрия ляво/дясно в силата на захапката при нито една от изследваните групи с различен лицев тип.

VI. 4. Обсъждане на резултатите по задача 4. Изследване на зависимостта между дъвкателна сила и ЕМГ на дъвкателните мускули.

Видът на взаимовръзката между електромиографската активност на дъвкателните мускули и силата на захапката е обект на изследване от много автори, като повечето отчитат линейна зависимост между двете. (69, 108, 195, 196, 197). Изучаването на биомеханиката на челюстите е трудно да се осъществи директно, поради което често се използват математически модели (163). За по-детайлно описание на мускулните сили и биомеханиката на челюстите се използва и отчита съотношението ЕМГ активност/мускулна сила на дъвкателните мускули. До голяма степен точността на тези математически модели зависи от надеждността на методиките за отчитане и от точността на възпроизвеждането на ЕМГ активността на мускулите и силата на захапката (46).

Нашите резултати показаха, че е налице правопрпорционална корелационна зависимост между ЕМГ активността на лицевите мускули и максималната сила на захапката както вляво, така и вдясно при групите на хиподивергентните и нормодивергентните индивиди. Тя е подчертано

силна при изследваните с нормодивергентен лицев тип, детерминирани както според $\Delta M/SN$, така и $\Delta M/SpP$. При *m. temporalis* е по-силна в сравнение с *m. masseter*. Това се отнася както за максималните, така и за средните стойности на *m. temporalis*. При нашите изследвания, не се установи достоверна корелационна връзка между ЕМГ потенциалите на двата изследвани мускула и силата на захапката при хипердивергентните лица (групи 3 и 6) двустранно. Когато се приложи корелационен анализ за определяне на взаимовръзката между силата на захапката (максимална, 1 / 3 и 2 /3) и ЕМГ активността на цялата изследвана популация установихме, че при всички приложени сили на захапка и ЕМГ е налице достоверна корелационна зависимост. Тук отново прави впечатление, че корелационната зависимост с *m. temporalis* е по-силна при всички измервания. Тъй като представляваше интерес да се изясни какъв тип е зависимостта между сила/потенциал бе приложен **регресионен анализ**, за да се установи какъв вид уравнение описва най-добре зависимостта между ГДМ и ЕМГ стойностите при различните по сила стискания. Получените резултати позволяват да се направят следните обобщения: 1. Налице е правопрпорционална достоверна корелационна зависимост между стойностите от ГДМ и ЕМГ активността на изследваните мускули. 2. При по-големи сили на стискане (максимално и 2/3 от максималното) преобладава линейна зависимост между променливите, като вляво е по-добре изразена и при двата мускула.

Ahlgren et al. (12) изследва и трите части на *m. temporalis* с помощта на иглени електроди, като установява линейно увеличение на ЕМГ потенциалите с увеличаването на дъвкателната сила при централна оклузия. Това потвърждава резултатите на предишни изследвания за близка корелация между ЕМГ активност и сила при изометрична контракция (15, 13, 116).

В заключение може да се отбележи, че при максимално стискане **вляво**, зависимостта на ГДМ от ЕМГ потенциалите е линейна както при максималните, така и при средните стойности на ЕМГ. Прави впечатление, че зависимостта на силата на стискане от ЕМГ потенциалите на *m. temporalis* е приблизително двойно по-силна, в сравнение с тази от *m. masseter*. Средните стойности показват по-силна зависимост от максималните. Средните стойности на ЕМГ потенциалите в световната практика се приемат за по-надеждни като показател за съкращението.

VI.4.2. Обсъждане на резултатите по задача 4. Изследване на възрастовата зависимост на отчетените параметри.

Редица изследвания сочат, че силата на захапката се влияе от пола и възрастта. Има тенденция за нарастване на тази сила през различните периоди на развитието на индивида, но се приема, че тя се стабилизира след пубертета. Някои данни сочат, че силите достигат своя пик на 12 годишна възраст, стабилизират се на 14 години, след което леко се понижават до към 17 годишна възраст (37, 177).

Има съобщения, че силата на захапката у деца с постоянни молари се увеличава с около 23 Нютона годишно във възрастта между 7 и 16 години или дори до началото на 20-те години (99, 37). Корелационните взаимовръзки между силата на захапката и възрастта намаляват във възрастовия интервал между 26 и 41 години (35, 36), като след 45 годишна възраст самата сила също намалява (23).

При изследваните от нас лица, които са на средна възраст 17.08 ± 6.02 г. установихме слаба, но достоверна правопрпорционална корелация между възраст и максималните и средните стойности на ЕМГ потенциалите единствено при ляв *m. temporalis*. В същия възрастов диапазон нашите резултати показаха наличие на слаба, но достоверна

правопропорционална корелация на възрастта с дъвкателната сила както вляво, така и вдясно.

VI.5. Обсъждане на резултатите по задача 5. Изследване на половите различия в някои антропометрични показатели, ЕМГ активност и дъвкателна сила.

Данните в литературата относно наличие на полови различия в параметри като електромиографска активност и сила на захапката варират значително. Докладваните данни и стойности зависят до голяма степен и от възрастовия диапазон на изследваните индивиди, тъй като в процеса на израстване през различните периоди тези параметри се променят – преди и след пубертета, както и при напредване на възрастта.

Няма категорични данни относно влиянието на пола върху мускулната активност. Изследвания на здрави индивиди при покой (71) и при MVC (211) не откриват разлика при двата пола.

Получените от нас резултати подкрепят цитираните по-горе данни, тъй като ние също не установихме полови различия в електромиографската активност и при трите лицеви типа.

Данните относно наличието на полови различия в силата на захапката не винаги са еднопосочни. Според Varga S. et al (208) силата на захапката спира да нараства след пубертета. Тъй като при момичета пубертетът настъпва и се прекратява по-рано в сравнение с момчетата, при групата на 15 годишните авторите установяват недостоверни различия в силата на захапката между двата пола (по-висока у момчета, в сравнение с момичета), която разлика става достоверна в групата на 17 годишните. Други автори (99, 75) не установяват различия в дъвкателната сила между момчета и момичета на възраст между 7 и 13 години, но след 17 годишна възраст силата на захапката е по-голяма у момчета. От друга страна, данни

на Garner L.D. et al. (1973)(цит. по Varga S. et al. (208) сочат, че средната сила на захвапката у момичета на 11-16 години е еднаква или дори по-висока от тази на момчета на същата възраст, както и че може да е налице разлика дори при временно съзъбие.

Има значителни различия и по отношение на отчетените максимални стойности на силата на стискане при отделните автори. Така Varga S. et al. (208) съобщава при група пациенти със средна възраст 18 години сила на стискане от 777.7 ± 78.7 N у мъже и 481.6 ± 190.42 Нютона у жени, която значително превишава стойностите, измерени от Braun S. et al, (37) (176 Нютона в същия възрастов диапазон).

Получените от нас резултати показват средни стойности за мъжете 379 ± 126 N, а за жените $353,85 \pm 135,93$ N, при което не установихме достоверни различия в силата между двата пола при средна възраст на нашите пациенти от $17,08 \pm 6,02$ години.

Varga S. et al (208) установяват по-висок вариабилитет в стойностите на силата на захвапката при жените, отколкото при мъжете на 18 и 15 годишна възраст. Тази вариабилност е по-ясно изразена при групата на 18 години. Авторите предполагат, че по-еднопосочните резултати при мъжете са свързани и с полово-детерминираното желание у мъжете за по-добро представяне по отношение на мускулната сила на дъвкательните мускули, при което проявяват и по-малка предпазливост при стискане, отколкото жените. При нашите изследвания също е налице по-високо стандартно отклонение при жените, отколкото при мъжете, което подкрепя цитираните по-горе данни на Varga S. et al (208).

От анализа на нашите изследвания, касаещи антропометричните показатели при мъжете и жените се установи наличие на достоверна разлика само по отношение на ъглите, определящи лицевия тип $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$. Жените показват достоверно по-високи стойности на тези ъгли. Това дава основание да заключим, че при относително еднакви други

антропометрични показатели жените са по-близо до нормодивергентен тип, докато мъжете са по-близо до хиподивергентен тип.

Подобни данни съобщава и Siritwat P.P. et al. (178), според който половият диморфизъм е изразен в няколко категории: при хиподивергентен тип – момичетата са 40% , момчетата – 49,5% ; сред нормодивергентните момичетата са 49,7% , докато момчетата – 40,9% .

Детайлно изследване относно ролята на възрастта и пола върху максималната сила на захапката и дебелината на дъвкателните мускули е направено от Palinkas M. et al. (145). Авторите изследват пациенти в широк възрастов диапазон, като ги разделят в 5 групи съответно: 7-12;13-20; 21-40; 41-60 и 61-80 години. Установява се, че: 1. най-ниска сила на захапката се регистрира в най-ниската възрастова категория - група 1 (без група 5). 2. няма установена асиметрия ляво/дясно и 3. Мъжете имат приблизително 30% по-високи стойности на сила на захапката в сравнение с жените. Измерването на мускулната дебелина с ултразвук показва постепенно увеличаване на дебелината на мускулите *m. masseter* и *m. temporalis* от група I към група IV, докато в петата възрастова категория (61-80 г) има намаляване на мускулната дебелина двустранно както при контракция, така и при покой. Прилагането на мултивариантен анализ показва, че както полът, така и възрастта оказват влияние върху силата на захапката.

VII. ЗАКЛЮЧЕНИЯ

1. В първата задача беше определен относителния дял на трите вида лицев тип при изследваните пациенти и разпределението им по пол във всяка от групите. Установихме специфични за изследваната група цефалометрични показатели.

Установихме, че при жени най-голям дял се пада на нормодивергентните лица (44,8 % спрямо двата ъгъла - $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$), въпреки че спрямо отделните ъгли могат да се получат различни резултати. При жените спрямо $\angle M/SN$ на второ място са лицата с хипердивергентен тип (31,3%), а спрямо $\angle M/SpP$ - хиподивергентните индивиди (35,8%).

При мъжете при разпределение съобразно двата ъгъла най-голям е относителният дял на хиподивергентните лица (спрямо $\angle M/SN$ - 44.2%, спрямо $\angle M/SpP$ – 51.2%). Нормодивергентните случаи, спрямо $\angle M/SN$ са равни по брой с хипердивергентните (27.9%), докато в групата спрямо $\angle M/SpP$ - нормодивергентните са 37,2%, а хипердивергентните са 11,6%.

Разликата в резултатите в зависимост от използвания ъгъл би могла да се обясни така: $\angle M/SN$ е ъгъл, който се образува от скелетен параметър – линия SN. Той е доказано по-непроменлив, докато $\angle M/SpP$ е ъгъл, който използва спиналната равнина. Тя е в долния лицев етаж и е подложена на промени, свързани със ЗЧД, т.е. този ъгъл се поддава на промени, защото спиналната равнина се влияе от лицевите деформации.

Беше изследвано покритието при резците, при различните лицеви типове. Потърсихме връзка между зъбното покритие и ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$. Анализът на процента на зъбно покритие показва

много близки стойности при всички изследвани групи, вариращи от 45,31 до 50,64 %.

Това дава основание да заключим, че независимо от лицевия тип, покритието при резците е около половината от височината на клиничната корона на долния резец, т.е. лицевият тип не влияе на покритието на резците.

Установихме, че при хиподивергентните лица $\angle M/SN$ не корелира с показателите, определящи скелетния клас. При хипердивергентните индивиди обаче този ъгъл корелира умерено, правопрпорционално с $\angle ANB$.

Аналогични са взаимоотношенията и между $\angle M/SpP$ и стойностите на $\angle ANB$ и линейното отчитане WITS. При хипердивергентните индивиди корелацията е изразена и правопрпорционална. Това дава основание да се заключи, че при увеличаване на ъглите $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$ се увеличават показателите, определящи скелетния клас.

2. По втора изследователска задача сравнихме мускулната активност и лицевия тип. От проучването на ЕМГ активността на *m. masseter* и *m. temporalis* установихме, че съществуват различия при двата мускула **вдясно**. При нормодивергентните индивиди спрямо двата ъгъла (групи 2 и 4) при максимално стискане няма достоверна разлика в електромиографската активност на двата мускула. При лицата с хипердивергентен тип стойностите на ЕМГ активността на *m. temporalis* е по-висока в сравнение с тази на *m. masseter*. Тази активност е значимо по-силно изразена, когато изследваните лица са разделени според показателя $\angle M/SN$. За отбелязване е, че при

групите с хиподивергентен лицев тип при някои от опитите също се наблюдава по-висока електромиографска активност на темпоралния мускул в сравнение с тази на m. masseter.

Изследването на ЕМГ активността **вляво** показва, че достоверно по-високи стойности на темпоралния мускул в сравнение с тези на m. masseter се установяват единствено при хипердивергентните лица, докато при хипо- и нормодивергентен тип няма разлика в ЕМГ потенциалите между двата мускула. Това ни дава основание да заключим, че при хипердивергентен тип m. temporalis превалира.

Резултатите от изследването на асиметрия ляво/дясно в ЕМГ активността на дъвкателните мускули показваха, че липсват достоверни различия между електромиографската активност ляво/дясно на двата дъвкателни мускула във всички изследвани групи (хипо-, нормо – и хипердивергентни), независимо от ъгъла, според който беше определян лицевият тип. Тези данни ни позволяват да твърдим, че не съществува функционална асиметрия в активността на дъвкателните мускули при нито един от лицевите типове.

3. За изпълнение на **трета задача** беше изследвана дъвкателната сила с помощта на гнатодинамометър. От анализа на данните може да се направи заключението, че не се наблюдава статистически значима разлика в максималните стойности между хиподивергентните и нормодивергентните индивиди както вляво, така и вдясно. Дъвкателната сила при хипердивергентните пациенти и от двете страни показва достоверно по-ниски стойности в сравнение с хипо- и нормодивергентните (групи 1-3), както и спрямо хиподивергентните (групи 4-6). Това ни дава основание да отбележим, че спрямо равнината SN и респективно $\angle M/SN$

отдиференцирането на хипердивергентните индивиди е по-прецизно, т.е. равнината е по-показателна за оценка.

Именно по-ниската сила при хипердивергентните предполага да се избягват или да се прилагат много предпазливо апарати, при които има изразена вертикална компонента на силата, тъй като дъвкателната сила не се противопоставя ефективно

Установихме каква е максималната дъвкателна сила при млади здрави българи със средна възраст $17,08 \pm 6,02$ години. При мъжете средната стойност е 379 ± 126 N и при жените $353,85 \pm 135,93$ N . Не установихме достоверни различия между двата пола, което може да се обясни с възрастовия диапазон на лицата, включени в проучването.

4. За изпълнение на **четвърта задача** бяха регистрирани симултанно електромиографската активност на *m. masseter* и *m. temporalis* и силата на захапката, изследвани и провеждани последователно вляво и вдясно. След анализирането на данните може да се обобщи, че корелационните взаимоотношения между максимална сила и ЕМГ на изследваните мускули вляво са аналогични на тези вдясно. Най-слаба до липсваща е корелацията при хипердивергентен лицев тип и по-добре изразена при нормодивергентен и хиподивергентен лицев тип.

Също така, съществува достоверна правопрпорционална корелация между мускулната сила и електрическата активност на дъвкателните мускули от двете страни, както при максимално, така и при частично стискане на зъбите. Резултатите показват също, че корелационната зависимост между дъвкателната сила и ЕМГ

потенциалите е по-силно изразена при *m. temporalis*, отколкото при *m. masseter* както вляво, така и вдясно.

Корелацията ЕМГ активност/дъвкателна сила показва линейна зависимост при *m. masseter*, а при *m. temporalis* тя е предимно нелинейна. Този факт прави *m. masseter* по-подходящ за индиректна оценка на дъвкателната сила посредством ЕМГ.

По **четвърта задача** изследвахме и корелационната зависимост между възраст и измерваните параметри. Установихме достоверна, правопрпорционална корелация на възрастта и ЕМГ активността на двата дъвкателни мускула вляво, като е по-добре изразена при *m. temporalis*. Установихме слаба, но достоверна, правопрпорционална корелация на възрастта с максималната сила на захапката както вляво, така и вдясно, което може да се отдаде на възрастта на изследваните лица, в която те все още са в развитие и нарастване на мускулната сила, респективно силата на захапката.

5. По **пета задача** изследвахме влиянието на пола върху отчетените променливи, а именно: антропометрични показатели, ЕМГ активност и дъвкателна сила.

Достоверно различие между двата пола беше установено в големината на $\angle M/SN$ и $\angle M/SpP$. И при двата показателя при жените се установиха значимо по-високи средни стойности в сравнение с мъжете. Резултатите ни дават основание да заключим, че при относително еднакви други антропометрични показатели жените са по-близо до нормодивергентен тип, докато мъжете са по-близо до стойностите, характеризиращи хиподивергентен тип. Вероятно това различие в лицевия тип между мъже и жени обяснява по-високите, макар и не достоверно, стойности на дъвкателната сила при мъже.

Данните ни дават основание да отбележим, че не се наблюдават полови различия в ЕМГ потенциалите на дъвкательните мускули при изследваните пациенти.

Данните от измерванията на максималната силата на стискане показва липса на асиметрия ляво/дясно както при мъжете, така и при жените.

VIII. ИЗВОДИ

1. ЕМГ активността на темпоралния мускул е по - висока от тази на *m. masseter* и при трите групи лицев тип. Тази закономерност е най-достоверно изразена при хипердивергентните индивиди (групи 3 и 6)
2. Най-ниски са стойности на дъвкателната сила бяха установени при хипердивергентен тип.
3. Не се установи асиметрия ляво/дясно в електромиографската активност в дъвкателната сила при различните лицеви типове, но редица корелационни връзки между изследваните параметри са по-силно изразени вляво.
4. Не бяха установени полови различия на електромиографската активност.
5. При хиподивергентните лица доминираща е активността на *m. masseter*, докато при хипердивергентните индивиди на *m. temporalis*.
6. При мъжете максималната дъвкателна сила е по-висока, отколкото при жените, но не бяха установени достоверни полови различия.
7. Беше установена зависимост между възрастта и ЕМГ потенциалите само вляво с *m. temporalis*.
8. Беше намерена слаба, правопрпорционална корелация на възрастта с максималната сила на стискане вляво и вдясно.
9. Корелационната зависимост между *m. masseter* и силата на захапката е линейна и дава основание този мускул да се предложи като по-подходящ за индиректна оценка на дъвкателната сила.

IX. БИБЛИОГРАФИЯ

1. **Анастасов, Ив.** Дентално материалознание. София, София Смайл Център, **2013**
2. **Апостолов Н.А.** Роля на протезните адхезиви при лечение с цели протези. Дисертация за присъждане на научна и образователна степен „Доктор“, София, **2015**.
3. **Байкушев С.В.,** С.В. Новачкова - Спасова, Х.-К. Хопф и кол. Клинична електромиография. Пловдив, **1992** 172 с.
4. **Ишпекова, Б.,** И. Миланов, Л. Христова. Клинична електромиография. София, Унисон арт, **2003**.
5. **Киров, Димитър** Никифоров. Диагностика и честота на разпространение на темпоромандибуларните нарушения. Дисертация за присъждане на научна и образователна степен „Доктор“, София, 2014.
6. Лабораторни изследвания в стоматологията. Под редакцията на Проф. К. Попов, **1989**, Медицина и физкултура. Стр. 405-408.
7. **Овчаров Вл.,** В. Ванков Анатомия на човека , АРСО **2016**, 944 с.
8. **Петрунов В.** Епидемиологично проучване на зъбно-челюстните деформации и необходимостта от ортодонтско лечение при българи в периода от смесено до постоянно съзъбие. Дисертация, София, **2012**
9. **Филчев, А.,** Р. Ралев. Пропедевтика на протетичната дентална медицина, София, **2007**.
10. **Abekura H.,** Kotani H., Tokuyama H., Hamada T. J Oral Rehabil. Asymmetry of masticatory muscle activity during intercuspal maximal clenching in healthy subjects and subjects with stomatognathic dysfunction syndrome. **1995** Sep;22(9):699-704.
11. **Abu Alhaija ES,** Al Zo'ubi IA, Al Rousan ME, Hammad MM Maximum occlusal bite forces in Jordanian individuals with different dentofacial vertical skeletal patterns. Eur J Orthod. **2010** Feb;32(1):71-7
12. **Ahlgren J,** B Sonnesson, M Blitz. An electromyographic study of the temporalis function of normal occlusion. AJO-DO **1985** Mar 230-239.

13. **Ahlgren J**, Owall B. Muscular activity and chewing force: a polygraphic study of human mandibular movements. *Arch Oral Biol.* **1970** Apr;15(4):271-80.
14. **Ahlgren J**. Pattern of chewing and malocclusion of teeth. A clinical study. *Acta Odontol Scand.* **1967**;25:3–13.857.
15. **Ahlgren J**. Mechanism of mastication. A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children, with special reference to occlusion of the teeth. *Acta Odontol Scand* 24:44, **1966** (suppl) 44 pages
16. **Alam MK**, Rahaman SA, Basri R, YiTTS, Si-Jie JW, Saha S. Dental Implants–Perceiving Patients’ Satisfaction in Relation to Clinical and Electromyography Study on Implant Patients. *PloS one* **2015**, Nov 23;10(11):e0143902.
17. **Alarcón, J.A.**, et al. Variation of mandibular sexual dimorphism across human facial patterns. *HOMO - J. Comp. Hum. Biol.* (**2016**)
18. **Bakke M**, Holm B, Jensen L, Michler L, Moller E. Unilateral, isometric bite force in eight 68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* **1990**;98:149-58.)
19. **Bakke M**, Michler L, Han K, Möller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles *Scand J Dent Res.* **1989** Dec;97(6):539-51.
20. **Bakke M**, Michler L. Temporalis and masseter muscle activity in patients with anterior open bite and craniomandibular disorders. *Scand J Dent Res* **1991**99:219-228,
21. **Bakke M**, Tuxen A, Vilmann P, Jensen P, Vilmann A, Toft M. Ultrasound image of human masseter muscle related to bite force, electromyography, facial morphology, and occlusal factors. *J Dent Res* **1992**;100:164-71.
22. **Bakke M**. Bite force and occlusion. *Seminars in Orthodontics*, **2006**; 12: 120-26.
23. **Bakke M.**, B. Halm, L. Jensen, L. Michler, E. Moller. Unilateral isometric bite force in eight 68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res*, **1990**, 98, 149-158

24. **Bakke M**, Michler L. Temporalis and masseter muscle activity in patients with anterior open bite and craniomandibular disorders. *Scand J Dent Res.* **1991** Jun;99(3):219-28.
25. **Basmajian JV**. Control of individual motor units. *Am J PhysMed.* **1967**;46:480–486.
26. **Benington PC**, Gardener JE, Hunt NP. Masseter muscle volume measured using ultrasonography and its relationship with facial morphology. *Eur J Orthod.* **1999** Dec;21(6):659-70.
27. **Berretin-Felix G**, Genaro KF, Trindade IEK, Trindade Júnior AS. Masticatory function in temporomandibular dysfunction patients: electromyographic evaluation. *J App Oral Sci*, **2005**; 13(4): 360–65
28. **Bishara SE**, Jakobsen JR. Longitudinal changes in three normal facial types. *Am J Orthod* **1985**;88:466-502
29. **Björk A**. The role of genetic and local environmental factors in normal and abnormal morphogenesis. *Acta Morphol Neerl Scand* 10:49-58, **1972**
30. **Björk A**: Variations in the growth pattern of the human mandible: Longitudinal radiographic study by the im-plant method. *J Dent Res* 42:400-411, **1963**
31. **Bolt KJ**, Orchardson R. Relationship between mouthopening force and facial skeletal dimensions in human females. *Arch Oral Biol* 31:789-793, **1986**
32. **Bonakdarchian M**, Askari N, Askari M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Arch Oral Biol.* **2009** Mar;54(3):201-4.
33. **Bong Kuen Cha**; Chun-Hi Kim; Seung-Hak Baek. Skeletal Sagittal and Vertical Facial Types and Electromyographic Activity of the Masticatory Muscle *Angle Orthodontist*, Vol 77, No 3, **2007**, стр.
34. **Botelho AL**, Silva BC, Gentil FH et al. Immediate effect of the resilient splint evaluated using surface electromyography in patients with TMD. *Cranio*, **2010**; 28(4): 266–73
35. **Braun S**, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* **1995(a)**; 65(5): 367-72.

36. **Braun S**, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 2: Relationship to various cephalometric measurements. *Angle Orthod.* **1995(6)**;65(5):373-7.
37. **Braun S.**, J Freudenthaler, K. Honigle. A study of maximal biting force during growth and development. *The Angle Orthodontist* Vol. 66, №4, **1996**, 261-264
38. **Burdette BH**, Gale EN. Reliability of surface electromyography of the masseteric and anterior temporal areas. *Arch Oral Biol* **1990**;35:747-51.
39. **Burdette BH**, Gale EN. The effects of treatment on masticatory muscle activity and mandibular posture in myofascial pain-dysfunction patients. *J dent Res* **1988**;67:1126-30.
40. **Calderon PS**, Kogawa EM, Lauris JRP, Conti PCR. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J Appl Oral Sci.* **2006**;14:448-53.
41. **Canbarro S.A**, Shinkai RS. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont.* **2006** Mar-Apr;19(2):177-82.
42. **Carels C**, Van Cauwenberghe N, Savoye I, et al. A quantitative genetic study of cephalometric variables in twins. *Clin Orthod Res* 4:130-140, **2001**
43. **Carlsson, G. E.** Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology*, Karger, Basel, **1974**, vol 1, 265-292
44. **Castelo PM**, Gavião MB, Pereira LJ, Bonjardim LR. Masticatory muscle thickness, bite force, and occlusal contacts in young children with unilateral posterior crossbite. *Eur J Orthod.* **2007** Apr;29(2):149-56.
45. **Castroflorio T**, Farina D, Bottin A et al. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil*, **2005(a)**; 32: 411–17.
46. **Castroflorio T**, Icardi K, Becchino B et al. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, **2006**; 16(5): 498–505
47. **Castroflorio T**, Icardi K, Torsello F et al. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio*, **2005(6)**; 23(2): 130–37).

48. **Castroflorio T**, P Bracco, D Farina. Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *J. Oral Rehab* **2008**; 35; 638-645
49. **Cha BK**, Kim CH, Baek SH. Skeletal sagittal and vertical facial types and Electromyographic activity of the masticatory muscle. *Angle Orthod*, **2007**; 77(3): 463–70.
50. **Charalampidou M**, Kjellberg H, Georgiakaki I, Kiliaridis S. Masseter muscle thickness and mechanical advantage in relation to vertical craniofacial morphology in children. *Acta Odontol Scand*. **2008** Feb;66(1):23-30
51. **Ciccone de Faria Tdos S**, Hallak Regalo SC, Thomazinho A, Vitti M, de Felício CM. Masticatory muscle activity in children with a skeletal or dentoalveolar open bite. *Eur J Orthod*. **2010** ;32(4):453-8.
52. **Corruccini RS**, Henderson AM, Kaul SS. Bite-force variation related to occlusal variation in rural and urban Punjabis (North India). *Arch Oral Biol*. **1985**;30(1):65-9.
53. **Cosme DC**, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont*. 2005 Jul-Aug;18(4):328-32.
54. **Cram J.R.** E. Criswell. Cram’s introduction to surface electromyography. Jones and Bartlett Publishers. **2011** pp 4-7.
55. **Crider AB**, Glaros AG. A meta-analysis of EMG biofeedback treatment of temporomandibular disorders. *J Orofac Pain*. **1999**;13(1):29-37.
56. **Dawson, P.** Functional occlusion. From TMJ to Smile Design. **Mosby 2007**
57. **De Farias BU**, Bianchini EM, de Paiva JB, Neto JR. Muscular activity in class III dentofacial deformity. *Cranio*. **2013** Jul;31(3):181-9.
58. **De Felício CM**, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza C. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: A correlation study. *J Electromyogr Kinesiol* **2012**;22:266-72.
59. **De Felício CM**, Sidequersky FV, Tartaglia GM, Sfoza C. Electromyographic standardized indices in healthy Brazilian young adults and data reproducibility. *J Oral Rehabil*, **2009**; 36(8): 577–83.

60. **Dean J. S.**, G. S. Trockmorton, E. E. Ellis, D. P. Simon. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthodontic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg*, **1992**, 50, 1284-1288
61. **Deguchi T**, Iwahara K. Electromyographic investigation of chin cup therapy in Class III malocclusion. *Angle Orthod*. **1998** Oct;68(5):419-24.
62. **Drost G**, Stegeman D, Engelen B, Zwarts M. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, **2006**; 16(6): 589–602
63. **Du X**, Hägg U. Muscular adaptation to gradual advancement of the mandible. *Angle Orthod*, **2003**; 73(5): 525–31.
64. **Duarte Gavião MB**, Durval Lemos A, Diaz Serra M, Riqueto Gambareli F, Nobre Dos Santos M. Masticatory performance and bite force in relation to signs and symptoms of temporomandibular disorders in children. *Minerva Stomatol*. **2006** Oct;55(10):529-39.
65. **English JD**, Buschang PH, Throckmorton GS. Does malocclusion affect masticatory performance? *Angle Orthod*. **2002** Feb;72(1):21-7.
66. **Erdem A**, Kilic N, Eröz B. Changes in soft tissue profile and electromyographic activity after activator treatment. *Aust Orthod J*, **2009**25(2): 116–22.
67. **Fernandez, P.**, P. J. Glantz, S. A. Svensson, A. Bergmark. A novel sensor for bite force determinations. *Dental Materials* **2003**, 19, 118- 126
68. **Ferrario V.F.**, C.Sforza, A. D'Adonna, A. Miani. Reproducibility of electromyographic measures: a statistical analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, **1991**, Vol 18, 513-21
69. **Ferrario V.F.** Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, **2004**(b); 32(6): 451–57
70. **Ferrario V.F.**, Sforza C, Colombo A, Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. *J Oral Rehabil*, **2000**; 27(1): 33–40
71. **Ferrario V.F.**, Sforza C, Miani A et al. Electromyographic activity of human masticatory muscles in normal young people. Statistical evaluation of reference values for clinical applications. *J Oral Rehabil*, **1993**; 20(3): 271–80

72. **Ferrario V.F.**, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* **2004(a)**;31:18-22.
73. **Ferrario V.F.**, Sforza G, Tartaglia GM, Dellavia C. Immediate effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorders patients. *J Oral Rehabil.* **2002**; 29: 810–15
74. **Floystrand**, F., E. Kleven, O. Gudbrand. A novel miniature bite force recorder and its application. *Acta Odontol. Scand.*, 40, **1982**, 4, 209-214
75. **García-Morales P**, Buschang PH, Throckmorton GS, English JD. Maximum bite force, muscle efficiency and mechanical advantage in children with vertical growth patterns. *Eur J Orthod.* **2003 Jun**;25(3):265-72.
76. **Gionhaku N**, Lowe AA. Relationship between jaw muscle volume and craniofacial form. *J Dent Res.* **1989 May**;68(5):805-9.
77. **Glaros AG**, Waghela R. Psychophysiological definitions of clenching. *Cranio*, **2006**; 24(4): 252–57.
78. **Goldreich H**, Gazit E, Lieberman MA, Rugh JD. The effect of pain from orthodontic arch wire adjustment on masseter muscle electromyographic activity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1994 Oct**;106(4):365-70.
79. **Hamada T**, Kotani H, Kawazoe Y, Yamada S. Effect of occlusal splints on the EMG activity of masseter and temporal muscles in bruxism with clinical symptoms. *J Oral Rehabil* **1982**;9:119-23.
80. **Helkimo E**, Ingervall B. Bite force and functional state of the masticatory system in young men. *Swed Dent J.* **1978**;2(5):167-75.
81. **Helkimo, E.**, G. Carlsson, M. Helkimo. Bite force and state of dentition. *Odontol. Scand.*, 35, **1976**, 3, 297-3030
82. **Helkimo, E.**, G. Carlsson, Y. Carmell. Bite force in patients with functional disturbances of masticatory system. *J. Oral Rehabil.*, 2, **1975**, 397
83. **Hellsing E**, Hagberg C. Changes in maximum biteforce related to extension of the head. *European J Orthod* **1990**;148-53

- 84.**Hermens HJ**, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* **2000** Oct;10(5):361-74.
- 85.**Hiyama S**, Kuribayashi G, Ono T et al. Nocturnal Masseter and Suprahyoid Muscle Activity Induced by Wearing a Bionator. *Angle Orthod.* **2002**; 72(1): 48–54
- 86.**Ikebe K**, Matsuda K, Morii K, Furuya-Yoshinaka M, Nokubi T, Renner RP. Association of masticatory performance with age, posterior occlusal contacts, occlusal force, and salivary flow in older adults. *Int J Prosthodont.* **2006** Sep-Oct;19(5):475-81.
- 87.**Ikebe K**, Nokubi T, Morii K, Kashiwagi J, Furuya M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *J Dent.* **2005** Feb;33(2):131-7.
- 88.**Ingervall B**, Bitsanis E. A pilot study of the effect of masticatory muscle training on facial growth in long-face children. *Eur J Orthod* **1987**;9:15-23
- 89.**Ingervall B**, Helkimo E. Masticatory muscle force and facial morphology in man. *Arch Oral Biol* **1978**;23:203-6.
- 90.**Ingervall B**, Minder C. Correlation between maximum bite force and facial morphology in children. *Angle Orthod.* **1997**;67(6):415-22; discussion 423-4.
- 91.**Ingervall B**, Thilander B. Relation between facial morphology and activity of the masticatory muscles. *J Oral Rehabil* **1974**;1:131-147,
- 92.**Ingervall B**, Thüer U. Temporal muscle activity during the first year of Class II, division 1 malocclusion treatment with an activator. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1991** Apr;99(4):361-8.
- 93.**Iwasaki LR**, Gonzalez YM, Liu H, Marx DB, Gallo LM, Nickel JC. A pilot study of ambulatory masticatory muscle activities in temporomandibular joint disorders diagnostic groups. *Orthod craniofac res* **2015**;18:146-55.
- 94.**Jankelson B**. Electronic control of muscle contraction – anew clinical era in occlusion and prosthodontics. *Sci EducBull.* **1969**;2:29–31.
- 95.**Karlsson S**, Carlsson GE. Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects. *J Dent Res.* **1990** Feb;69(2):473-6.

96. **Katz JO**, Rugh JD, Hatch JP, Langlais RP, Terezhalmay GT, Borcharding SH. Effect of experimental stress on masseter and temporalis muscle activity in human subjects with temporomandibular disorders. *Arch Oral Biol* **1989**;34:393-8.
97. **Kiliaridis S**, Johansson A, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Craniofacial morphology, occlusal traits, and bite force in persons with advanced occlusal tooth wear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1995(b)** Mar;107(3):286-92.
98. **Kiliaridis S**, Kalebo P. Masseter muscle thickness measured by ultrasonography and its relation to facial morphology. *J Dent Res* **1991**;70:1262-5.
99. **Kiliaridis S**, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* **1993** Oct;51(5):323-31.
100. **Kiliaridis S**, Mejersjo C, Thilander B. Muscle function and craniofacial morphology: a clinical study in patients with myo- tonic dystrophy. *Eur J Orthod* **1989**;11:131-8
101. **Kiliaridis S**. Masticatory muscle influence on craniofacial growth. *Acta Odontol Scand* **1995(a)**;53:196-202
102. **Kiliaridis S**. The Importance of Masticatory Muscle Function in Dentofacial Growth. *Seminars in Orthodontics* June 2006 Volume 12, Issue 2, Pages 110–119
103. **Kishimoto T**. Studies on bruxism. *Journal of Japan Orthodontic Society* **1957**;16:26
104. **Klasser GD**, Okeson JP. The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *JADA.* **2006**;137:763–771.
105. **Koç D**, Doğan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* **2010** Apr;4(2):223-32.
106. **Kogawa EM**, Calderon PS, Lauris JR, Araujo CR, Conti PC. Evaluation of maximal bite force in temporomandibular disorders patients. *J Oral Rehabil.* **2006** Aug;33(8):559-65.

107. **Kohn LAP.** The role of genetics in craniofacial morphology and growth. *Annu Rev Anthropol* 20:261-278, **1991**
108. **Koolstra JH,** van Eijden TM. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *J Biomech.* 2005 Dec;38(12):2431-9.
109. **Kovero O,** Hurmerinta K, Zepa I, Huggare J, Nissinen M, Könönen M. Maximal bite force and its associations with spinal posture and craniofacial morphology in young adults. *Acta Odontol Scand.* **2002** Dec;60(6):365-9.
110. **Lapatki BG,** van Dijk JP, Jonas IE et al. A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *J App Physiol,* **2004;** 96(1): 327–36.
111. **Laurell L,** Lundgren D. A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *J Oral Rehabil* **1984;** 11: 39-44).
112. **Leung DK,** Hägg U. An electromyographic investigation of the first six months of progressive mandibular advancement of the Herbst appliance in adolescents. *Angle Orthod,* **2001;** 71(3): 177–84.
113. **Li J,** Jiang T, Feng H, Wang K, Zhang Z, Ishikawa T. The electromyographic activity of masseter and anterior temporalis during orofacial symptoms induced by experimental occlusal highspot. *J Oral Rehabil.* **2008** Feb;35(2):79-87.
114. **Li W,** Lin J, Fu M. Electromyographic investigation of masticatory muscles in unilateral cleft lip and palate patients with anterior crossbite. *Cleft Palate Craniofac J.* **1998** Sep;35(5):415-8.
115. **Linderholm H,** Lindqvist B, Ringqvist M, Wennström A. Isometric bite force in children and its relation to body build and general muscle force. *Acta Odontol Scand* **1971;** 29:563-8.
116. **Lippold OC.** The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol.* **1952** Aug;117(4):492-9
117. **Liu ZJ,** Yamagata K, Kasahara Y, Ito G. Electromyographic examination of jaw muscles in relation to symptoms and occlusion of patients with temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil,* **1999;** 26(1): 33–47

118. **Lobbezoo F**, Van Der Glas HW, Van Kampen FMC, Bosman F. The effect of an occlusal stabilization splint and the mode of visual feedback on the activity balance between jaw elevator muscles during isometric contraction. *J Dent Res* **1993**;72:876-2.
119. **Lowe AA, Takada K**. Associations between anterior temporal, masseter, and orbicularis oris muscle activity and craniofacial morphology in children. *Am J Orthod* 86:319-330, **1984**
120. **Lundström A**, McWilliam J. Comparison of some cephalometric distances and corresponding facial proportions with regard to heritability. *Eur J Orthod* 10:27-29, **1988**
121. **Lundström A**, McWilliam JS. A comparison of vertical and horizontal cephalometric variables with regard to heritability. *Eur J Orthod* 9:104-108, **1987**
122. **Manfredi C**, Martina R, Grossi GB, et al. Heritability of 39 orthodontic cephalometric parameters on MZ, DZ twins and MN-paired singletons. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **1997**;111:44-51,
123. **Manns A**, Miralles R, Palazzi C. EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *J Prosthet Dent.* **1979** Dec;42(6):674-82.
124. **Mao JJ**, Major PW, Osborn JW. Coupling electrical and mechanical outputs of human jaw muscles undertaking multidirectional bite-force tasks. *Arch Oral Biol.* **1996** Dec;41(12):1141-7.
125. **Melo DG**, Bianchini EM. Relationship between electrical activity of the temporal and masseter muscles, bite force, and morphological facial index. *Codas.* **2016** Jul-Aug;28(4):409-16.
126. **Michelotti A**, Farella M, Vollaro S, Martina R. Mandibular rest position and electrical activity of the masticatory muscles. *J Prosthet Dent*, **1997**; 78(1): 48–53.
127. **Miles TS**. Postural control of the human mandible. *Arch Oral Biol.* **2007**;52:347–352
128. **Miyawaki S**, Araki Y, Tanimoto Y, et al. Occlusal force and condylar motion in patients with anterior open 0bite. *J Dent Res* 84:133-137, **2005**

129. **Möller E.** Quantitative features of masticatory muscle activity. In: Rowe NH, ed. Occlusion: research of form and function. Ann Arbor: University of Michigan, **1975**; 109-18
130. **Møller E.** The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. Acta Physiol Scand Suppl. **1966**;280:1–229.
131. **Moreno I,** Sanchez T, Ardizzone I et al. Electromyographic comparison between clenching, swallowing and chewing in jaw muscles with varying occlusal parameters. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, **2008**; 13(3): 207–13
132. **Morimitsu T,** Nokubi T, Nagashima T, Yoshida M, Ikebe K, Okuno Y. Relationship between orofaciocranial morphologic factors and electromyographic activities of the masticatory muscles. Nihon Ago Kansetsu Gakkai Zasshi. **1989**;1(1):162-71. Abstract
133. **Moyers RE.** An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. Am. J. Orthod 36, **1950** 481-515.
134. **Moyers RE.** Temporomandibular muscle contraction patterns in Angle class II, Division I malocclusions: an electromyographic analysis. Am. J. Orthod 35: 837-857, **1949**.
135. **Naeije M,** McCarroll RS, Weijs WA. Electromyographic activity of the human masticatory muscles during submaximal clenching in the intercuspal position. J Oral Rehabil. **1989** Jan;16(1):63-70.
136. **Nakakawaji K,** Kodachi K, Sakamoto T, Harazaki M, Isshiki Y. Correlation between facial patterns and function of the masticatory muscles in girls and women. Bull Tokyo Dent Coll. **2002** May;43(2):51-9.
137. **Nanda SK.** Growth patterns in subjects with long and short faces. Am J Orthod Dentofac Orthop 98:247-258, **1990**
138. **Nanda SK.** Patterns of vertical growth in the face. Am J Orthod Dentofac Orthop **1988**;93:103-116,
139. **Newton JP,** Abel RW, Robertson EM, Yemm R. Changes in human masseter and medial pterygoid muscles with age: a study by computed tomography. Gerodontics **1987**;3:151-4

140. **Nishi SE**, Basri R, Alam MK. Uses of electromyography in dentistry: An overview with meta-analysis. *Eur J Dent* **2016**;10:419-25.
141. **Okeson**, Jeffrey P. Management of temporomandibular disorders and occlusion 7 ed, Mosby **2013**
142. **Okiyama S**, Ikebe K, Nokubi T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men. *J Oral Rehabil.* **2003** Mar;30(3):278-82.
143. **Opdebeeck H**, Bell WH. The short face syndrome. *Am J Orthod* 73:499-511, **1978**
144. **Osborne J. W.**, J. Mao. A thin bite force transducer with three-dimensional capabilities. *Archives of Oral Biology*, **1993**, 38, 139-144
145. **Palinkas M**, Nassar MS, Cecílio FA, Siéssere S, Semprini M, Machado-de-Sousa JP, Hallak JE, Regalo SC. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Arch Oral Biol.* **2010** Oct;55(10):797-802.
146. **Paphangkorakit J**, Osborn JW. Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite forces. *J Dent Res.* **1997** Jan;76(1):561-7.
147. **Parks L.R.**, P. Buschang, R. Alexander, P. Dechow, P. Rossouw. Masticatory exercise as an adjunctive treatment for hyperdivergent patients. *Angle Orthodontist*, **2007**; 77:3, 457-462.
148. **Pepicelli A**, M. Woods, C. Briggs. The mandibular muscles and their importance in orthodontics: A contemporary view. *Am J Orthod* **2005**;128:774-80
149. **Piancino MG**, Farina D, Talpone F et al. Muscular activation during reverse and non-reverse chewing cycles in unilateral posterior crossbite. *Eur J Oral Sci*, **2009**; 117(2): 122–28.
150. **Pinho JC**, Caldas FM, Mora MJ, Santana-Penin U. Electromyographic activity in patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil*, **2000**; 27(11): 985–90
151. **Prium GJ**, Ten Bosch JJ, de Jongh HJ. Jaw muscle EMG-activity and static loading of the mandible. *J Biomech.* **1978**;11(8-9):389-95.
152. **Proffit W.**, H. Fields, D. Sarver. Contemporary Orthodontics 5th ed., Elsevier **2013**, 754p.

153. **Proffit WR**, Fields HW, Nixon WL. Occlusal forces in normal- and long-face adults. *J Dent Res* **1983(a)**62:566-570,
154. **Proffit WR**, Fields HW. Occlusal forces in normal and long-face children. *J Dent Res* **1983(b)**;62:571-4
155. **Raadsheer MC**, Kiliaridis S, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Masseter muscle thickness in growing individuals and its relation to facial morphology. *Arch Oral Biol.* **1996** Apr;41(4):323-32.
156. **Raadsheer MC**, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* **1999** Jan;78(1):31-42.
157. **Regalo SCH**, Santos CM, Vitti M, Regalo CA, Vasconcelos PB, Mestriner J, et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch Oral Biol.* **2008**;53:282-6.
158. **Ricketts RM**. A foundation for cephalometric communication. *Am. J Orthod* **1960**;46:330-57
159. **Rilo B**, Santana U, Mora MJ, Cadarso CM. Myoelectrical activity of clinical rest position and jaw muscle activity in young adults. *J Oral Rehabil*, **1997**; 24(10): 735–40
160. **Ringqvist M**. Fibre sizes of human masseter muscle in relation to bite force. *J Neurol Sci.* **1973** Jul;19(3):297-305.
161. **Ringqvist M**. Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton. *Acta Odontol Scand* 31:35-42, **1973**
162. **Roark AL**, Glaros AG, OMahony AM. Effects of interocclusal appliances on EMG activity during parafunctional tooth contact. *J Oral Rehabil* **2003**;30:573-7.
163. **Röhrle O**, Pullan AJ. Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. *J Biomech.* **2007**;40(15):3363-72.
164. **Saccucci M**, Tecco S, Ierardoa G et al. Effects of interceptive orthodontics on orbicular muscle activity: a surface electromyographic study in children. *J Electromyogr Kinesiol*, **2011**; 21(4): 665–71.
165. **Saifudin M**, Miyamoto K, Ueda HM et al. A quantitative electromyographic analysis of masticatory muscle activity in usual daily life. *Oral Dis*, **2001**: 7(2): 94–100

166. **Sargentini, A.** Theorie und Praxis der totalen gaumenfreien Prothese. Schw. Mschr. Zahnk., **1949**, 10
167. **Sasaki K**, Hannam AG, Wood WW. Relationships between the size, position, and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. J Dent Res. **1989** Mar;68(3):499-503.
168. **Sassouni V.** A classification of skeletal facial types. Am J Orthod **1969**;55:109-23
169. **Sathyanarayana HP**, Premkumar S, Manjula WS. Assessment of maximum voluntary bite force in adults with normal occlusion and different types of malocclusions. J Contemp Dent Pract. **2012** Jul 1; 13(4):534-8.
170. **Savoye I**, Loos R, Carels C, et al. A genetic study of anteroposterior and vertical facial proportions using model-fitting. Angle Orthod **1998**;68:467-470,
171. **Schendel SA**, Eisenfeld J, Bell WH, Epker BN. The long face syndrome: vertical maxillary excess. Am J Orthod **1976**;70:398- 405
172. **Schudy FF.** Vertical growth versus anteroposterior growth as related to function and treatment. Angle Orthod **1964**;34:75-93
173. **Serrao G**, Sforza C, Dellavia C, Antinori M, Ferrario VF. Relation between vertical facial morphology and jaw muscle activity in healthy young men. Prog Orthod. **2003**;4:45-51.
174. **Sherman RA.** Relationships between jaw pain and jaw muscle contraction level: underlying factors and treatment effectiveness. J Prosthet Dent **1985**;54:114-8
175. **Shiau YY**, Wang JS. The effects of dental condition on hand strength and maximum bite force. Cranio. 1993 Jan;11(1):48-54, discussion 54
176. **Shimanda A**, Yamabe Y, Torisu T et al. Measurements of dynamic bite force during mastication. J Oral Rehabil, **2012**; 39: 349–56
177. **Shinogaya T**, Sodeyama A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of young adults. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1999 Jun-Sep;7(2):65-70.

178. **Siriwat PP**, Jarabak JR. Malocclusion and facial morphology is there a relationship? An epidemiologic study. *Angle Orthod.* **1985** Apr;55(2):127-38.
179. **Sonnesen L**, Bakke M. Bite force in children with unilateral crossbite before and after orthodontic treatment. A prospective longitudinal study. *Eur J Orthod.* **2007** Jun;29(3):310-3.
180. **Sonnesen L**, Bakke M. Molar bite force in relation to occlusion, craniofacial dimensions, and head posture in pre-orthodontic children. *Eur J Orthod.* **2005** Feb;27(1):58-63.
181. **Sood S**, Kharbanda OP, Duggal R et al. Muscle response during treatment of Class II Division 1 malocclusion with Forsus Fatigue Resistant Device. *J Clin Pediatr Dent.* **2011**; 35(3): 331–38.
182. **Suvinen TI**, Kempainen P. Review of clinical EMG studies related to muscle and occlusal factors in healthy and TMD subjects. *J Oral Rehabil.* **2007**; 34(9): 631–44.
183. **Suvinen TI**, Reade PC, Könönen M, Kempainen P. Vertical jaw separation and masseter muscle electromyographic activity: a comparative study between asymptomatic controls & patients with temporomandibular pain & dysfunction. *J Oral Rehabil.* **2003**; 30(8): 765–72
184. **Tabe H**, Ueda HM, Kato M et al. Influence of functional appliances on masticatory muscle activity. *Angle Orthod.* **2005**; 75(4): 616–24.
185. **Tartaglia GM**, Grandi G, Mian F, Sforza C, Ferrario VF. Non-invasive 3D facial analysis and surface electromyography during functional pre-orthodontic therapy: a preliminary report. *J Appl Oral Sci.* **2009** Sep-Oct;17(5):487-94.
186. **Tartaglia GM**, Moriera Rodrigues da Silva MA, Bottini S et al. Masticatory muscle activity during maximum voluntary clench in different research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD) groups. *Man Ther.* **2000**; 13(5): 434–40
187. **Tecco S**, Crincoli V, Di Bisceglie B, Caputi S, Festa F. Relation between facial morphology on lateral skull radiographs and sEMG activity of head, neck, and trunk muscles in Caucasian adult females. *J Electromyogr Kinesiol.* **2011** Apr;21(2):298-310.

188. **Tecco S**, Tetè S, Festa F. Electromyographic evaluation of masticatory, neck, and trunk muscle activity in patients with posterior crossbites. *Eur J Orthod*, **2010**; 32(6): 747–52).
189. **Thomas GP**, Throckmorton GS, Ellis E 3rd, Sinn DP. The effects of orthodontic treatment on isometric bite forces and mandibular motion in patients before orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. **1995** Jun;53(6):673-8; discussion 678-9
190. **Throckmorton GS**, Finn RA, Bell WH. Biomechanics of differences in lower facial height. *Am J Orthod* **1980**;77:410-20.
191. **Tortopidis D**, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil*. **1998(a)** Sep;25(9):681-6.
192. **Tortopidis D**, Lyons MF, Baxendale RH. Acoustic myography, electromyography and bite force in the masseter muscle. *Journal of Oral Rehabilitation* **1998(b)**;25:940-5.
193. **Trawitzki LV**, Dantas RO, Mello-Filho FV, Marques W Jr. Effect of treatment of dentofacial deformities on the electromyographic activity of masticatory muscles. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **2006**; 35(2): 170–73.
194. **Tsai HH**. Maximum bite force and related dental status in children with deciduous dentition. *J Clin Pediatr Dent*. **2004** Winter;28(2):139-42.
195. **Uchida S**, Iwasaki LR, Marx DB, Yotsui Y, Inoue H, Nickel JC. Variations in activities of human jaw muscles depend on tooth-tipping moments. *Arch Oral Biol*. **2008** Feb;53(2):199-205.
196. **Uchida S**, Whittle T, Wanigaratne K, Murray GM. Activity in the inferior head of the human lateral pterygoid muscle with different directions of isometric force. *Arch Oral Biol*. **2002** Nov;47(11):771-8.
197. **Uchida S**, Whittle T, Wanigaratne K, Murray GM. The role of the inferior head of the human lateral pterygoid muscle in the generation and control of horizontal mandibular force. *Arch Oral Biol*. **2001** Dec;46(12):1127-40.
198. **Ueda HM**, Ishizuka Y, Miyamoto K, et al. Relationship between masticatory muscle activity and vertical craniofacial morphology. *Angle Orthod* 68:233-238, **1998**

199. **Ueda HM**, Miyamoto K, Saifuddin M et al: Masticatory muscle activity in children and adults with different facial types. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2000**; 118(1): 63–68
200. **Van Aken**, Van Aken, A. A., C. De Baat, G. M. Van Rossum, J. Mulder, W. Walk. Prosthetic condition and satisfaction with dentures. *Ned. Tijdschr. Tandheelkd.*, **1995**, Jan, 102(1), 12-14
201. **Van den Braber W**, van der Glas H, van der Bilt A, Bosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, **2004**; 62(5): 549–54.
202. **Van der Bilt A**, Tekamp A, van der Glas H, Abbink J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci*. **2008** Jun;116(3):217-22.
203. **Van Spronsen**. Long-Face Craniofacial Morphology: Cause or Effect of Weak Masticatory Musculature? · *Semin Orthod* June **2010**;16:99-117
204. **Van Spronsen P.**, The long-face syndrome: the anatomy of a problematic skull shape. 47-ми SIDO международен конгрес “Patient-important outcomes in Orthodontics” Флоренция 13-15 Октомври 2016
източник: [www.research gate.com](http://www.researchgate.com)
205. **Van Spronsen PH**, Koolstra JH, Van Ginkel FC, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B. Relationships between the orientation and moment arms of the human jaw muscles and normal craniofacial morphology. *Eur J Orthod* **1997**;19:313-28
206. **Van Spronsen PH**, Weijs WA, Valk J, Prahl-Andersen B, Van Ginkel FC. A comparison of jaw muscle cross-sections of long-face and normal adults. *J Dent Res* 1992;71:1279-85
207. **Van Steenberghe D**, De Vries GH. The influence of local anesthesia and occlusal surface area on the forces developed during repetitive maximal clenching. *J. Periodontal Res*. **1978**; 13:270-4.
208. **Varga S**, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod*. **2011** Aug;33(4):427-33.
209. **Visser A**, McCarroll Rs, Naeije M . Masticatory Muscle Activity in Different Jaw Relations During Submaximal Clenching Efforts. *J Dent Res*, **1992**; 71(2): 372–79

210. **Weijs WA**, Hillen B. Relationships between masticatory muscle cross-section and skull shape. *J Dent Res* **1984**;63:1154-7
211. **Wieczorek A**, J Loster, B Loster. Relationship between occlusal force distribution and the activity of masseter and anterior temporalis muscles in asymptomatic young adults. *Biomed Res Int.* **2013**;2013:354017.
212. **Wieselmann-Penkner K**, Janda M, Lorenzoni M, Polansky R. A comparison of the muscular relaxation effect of TENS and EMG biofeedback in patients with bruxism. *J Oral Rehabil* **2001**;28:849-53.
213. **Witkowska A**. An outline of the history of electromyography. The significance of surface electromyography in neurophysiological diagnosis. *Nowiny Lekarskie*, **2008**; 77(3): 227–30.
214. **Wood WW**, Tobias DL. EMG response to alteration of tooth contacts on occlusal splints during maximal clenching. *J Prosthet Dent* **1984**; 51:394-6.
215. **Woźniak K**, D. Piatkowska, M Lipski, K Mehr. Surface electromyography in orthodontics – a literature review *Med Sci Monit*, **2013**;19:416-423
216. **Woźniak K**, Lipski M, Lichota D, Buczkowska-Radlińska J. Surface electromyography in dentistry: EMG 8 – Bluetooth. *Implantoprotetyka*, **2008**; 3(32): 52–55
217. **Woźniak K**. Temporomandibular dysfunction in the light of some instrumental diagnostic methods. 1st ed. Szczecin, Hogben, **2009**.
218. **Yamin-Lacouture C**, Woodside DG, Sectakof PA, Sessle BJ. The action of three types of functional appliances on the activity of the masticatory muscles. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1997** Nov;112(5):560-72.
219. **Yawaka Y**, Hironaka S, Akiyama A, Matzuduka I, Takasaki C, Oguchi H. Changes in occlusal contact area and average bite pressure during treatment of anterior crossbite in primary dentition. *J Clin Pediatr Dent.* **2003** Fall;28(1):75-9.
220. **Yousefzadeh F**, Shcherbatyy V, King GJ et al. Cephalometric and electromyographic study of patients of East African ethnicity with and

without anterior open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2010**;
137(2): 236–46

Х. ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение №1

Анкетна карта

Име.....пол/..... възраст/.....

Тел..... Дата: / / г.

Анкета

1. Лекуван ли сте ортодонтски? да не
2. Усещате ли болка в зъбите при максимално стискане? да не
3. Усещате ли дискомфорт при максимално отваряне на устата? да не
4. Имали ли сте болки в ставите при дъвчене или говор? да не
5. Усещате ли пукане или щракане в ставата при отваряне на устата? да не
6. Смятате ли, че стискате или скърцате със зъби? да не

Профилна телерентгенография:

Тип растеж	
M/SN	
M/F	
M/SpP	
Y/SN	

Скелетен клас	
ANB	
SNA	
SNB	
WITS	

Гипсови модели в оклузия:

	мм	Зъб 31 в мм	%
покрытие			
отстояние			

Отчитане на силата на захвапката(N)

Измерване	Десни молари	Леви молари
1		
1/3		
2/3		

АВТОБИОГРАФИЯ



Д-р Владимир Иванов Богданов
Асистент в катедра ОРТОДОНТИЯ
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА
МЕДИЦИНА
МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ -
СОФИЯ

Д-р Владимир Богданов е роден на 05.02. 1976 в гр. София. Завършва с отличие 138 СОУ „Юрий Гагарин“, София през 1994 г. Завършва висше образование по стоматология през 2000 г. във Факултета по Стоматология на Медицински Университет – гр. София със степен „магистър“. През 2007 придобива специалност „Ортодонтия“ и след конкурс е назначен за хоноруван асистент към катедрата по Ортодонтия към ФДМ - София. През 2010 след конкурс е назначен за редовен асистент.

Преподава на студенти от IV и V курс (предклиника и клиника) на български и английски език. Участва в изпити и написването на учебни помагала и изпитни тестове.

Научни интереси в областта на лицевата функция и морфология в норма и патология.

Членство в: БОО, БНСД и БЗС.