

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivica Pelivan

**MOGUĆNOSTI PRIMJENE 3D-
AKCELEROMETRIJE U ANALIZI KRETNJI
DONJE ČELJUSTI**

MAGISTARSKI RAD

Zagreb, rujan 2008. godine.

Rad je izrađen na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i u Laboratoriju za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Voditelji rada:

prof. dr. sc. Melita Valentić-Peruzović, znanstveni savjetnik i redoviti profesor na Zavodu za Stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu,

dr. sc. Ivan Michieli, viši znanstveni suradnik i voditelj Laboratorija za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Lektor hrvatskog jezika: Ana Perišić Mijić, prof., Trsatska 2,

HR-10000 Zagreb, tel: 01/3667-090

Lektor engleskog jezika: Ana Perišić Mijić, prof., Trsatska 2,

HR-10000 Zagreb, tel: 01/3667-090

Rad sadrži:

- 128 stranica
- 31 sliku
- 24 tablice
- CD

Rad je izrađen u sklopu znanstveno-istraživačkih projekata Ministarstva znanosti, obrazovanja i športa Republike Hrvatske i to:

- projekta 065-0650448-0957 „Biodinamika mastikatornog sustava, restorativni postupci, funkcija i estetika“, voditeljice prof. dr. sc. Melite Valentić-Peruzović i
- projekta 098-0982560-2566 „Mjerenje i karakterizacija podataka iz stvarnog svijeta“, voditeljice dr. sc. Branke Medved-Rogina.

Iskreno zahvaljujem mentorici prof. dr. sc. Meliti Valentić-Peruzović na svesrdnoj i nesebičnoj pomoći, savjetima i podršci koje mi je pružila tijekom izrade ovog rada.

Također zahvaljujem mentoru dr. sc. Ivanu Michieliu na svim savjetima, tehničkoj pomoći i idejama pri definiranju istraživačke metode, obradi podataka i realizaciji ovog rada.

Veliko hvala za pomoć i korisne savjete pri izradi rada dugujem i mr. sc. Mihovilu Strujiću, doc. dr. sc. Amiru Ćatiću, dr. sc. Nikši Dulčiću, dr. sc. Amiru Dubraviću i dr. sc. Stjepanu Špalju.

Zagreb, rujan 2008. godine.

Ivica Pelivan

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Žvačni sustav	4
1.1.1. Čeljusni zglobovi	4
1.1.2. Žvačni mišići.....	6
1.2. Biomehanički i biodinamički aspekti kretnji donje čeljusti.....	9
1.2.1. Stupnjevi slobode pri kretnjama donje čeljusti	10
1.2.2. Primjena Newtonovih zakona na kretnje donje čeljusti.....	13
1.2.3. Utjecaj čeljusnih zglobova na kretnje donje čeljusti.....	14
1.2.4. Utjecaj žvačnih mišića na kretnje donje čeljusti	15
1.3. Odrednice kretnji donje čeljusti	16
1.3.1. Aktivne strukture u kretnjama donje čeljusti	16
1.3.2. Pasivne strukture u kretnjama donje čeljusti	23
1.3.3. Međudjelovanje pasivnih i aktivnih struktura.....	29
2. SVRHA ISTRAŽIVANJA.....	31
3. ISPITANICI I POSTUPCI.....	33
3.1. Ispitanici.....	34
3.2. Postupci.....	35
3.2.1. Priprema ispitanika i standardizacija mjerenja	36
3.2.2. Računalni program Agile-Link™ i postupak mjerenja	40
3.2.3. Kalibracija senzora.....	42
3.2.4. Kriterij ispravnosti mjerenja	43
3.2.5. Dobivanje stvarnih vrijednosti vertikalne akceleracije i brzine.....	44
3.2.5.1 Analiza sirovih akcelerometrijskih podataka.....	45
3.2.5.2 Obrada video zapisa	46

3.2.5.3	<i>Mjerenje kuta nagiba (β) akcelerometrijskog senzora</i>	47
3.2.5.4	<i>Prostorna korekcija izmjerenih akcelerometrijskih vrijednosti u sagitalnoj ravnini</i>	49
3.2.5.5	<i>Izračun stvarne vertikalne brzine otvaranja-zatvaranja čeljusti</i>	51
3.2.6.	Ostale varijable	52
3.3.	Statistički postupci	54
4.	REZULTATI.....	56
4.1.	Analiza brzina i iznosa kretnji donje čeljusti	58
4.2.	Analiza vremenskih intervala otvaranja i zatvaranja usta.....	75
4.3.	Reproducibilnost mjerenja i pouzdanost metode	87
5.	RASPRAVA	93
6.	ZAKLJUČI.....	105
7.	SAŽETAK	107
8.	SUMMARY	109
9.	LITERATURA.....	111
10.	ŽIVOTOPIS	128

Popis oznaka i kratica

CH1 – mjerni kanal 1

CH2 – mjerni kanal 2

CH3 – mjerni kanal 3

OTV_MEAN – prosječna brzina otvaranja

ZATV_MEAN – prosječna brzina zatvaranja

MAX_NOTV – maksimalno neasistirano otvaranje

MAX_AOTV – maksimalno asistirano otvaranje

V1_OTV – brzina otvaranja u prvom ciklusu

V2_OTV – brzina otvaranja u drugom ciklusu

V3_OTV – brzina otvaranja u trećem ciklusu

V4_OTV – brzina otvaranja u četvrtom ciklusu

V5_OTV – brzina otvaranja u petom ciklusu

V1_ZATV – brzina zatvaranja u prvom ciklusu

V2_ZATV – brzina zatvaranja u drugom ciklusu

V3_ZATV – brzina zatvaranja u trećem ciklusu

V4_ZATV – brzina zatvaranja u četvrtom ciklusu

V5_ZATV – brzina zatvaranja u petom ciklusu

TO1 – vremenski interval otvaranja između prvog i drugog ciklusa

TO2 – vremenski interval otvaranja između drugog i trećeg ciklusa

TO3 – vremenski interval otvaranja između trećeg i četvrtog ciklusa

TO4 – vremenski interval otvaranja između četvrtog i petog ciklusa

TZ1 – vremenski interval zatvaranja između prvog i drugog ciklusa

TZ2 – vremenski interval zatvaranja između drugog i trećeg ciklusa

TZ3 – vremenski interval zatvaranja između trećeg i četvrtog ciklusa

TZ4 – vremenski interval zatvaranja između četvrtog i petog ciklusa

U prošlosti su kretnje donje čeljusti bile vrlo detaljno analizirane i istražene, posebice s protetskog stajališta, a u novije vrijeme i sa svrhom istraživanja različitih funkcija žvačnog sustava (1). Danas postoji brojna literatura koja opisuje dinamiku koštano-mišićnog sustava čovjeka (2). U ovom velikom i uglavnom dobro obrađenom području medicinskih znanosti, žvačni sustav čovjeka zauzima relativno malo mjesta (3). Jedan je od razloga za to vjerojatno složenost građe i funkcije žvačnog sustava što ga čini težim za analizu i istraživanje nego li, primjerice, druge dijelove tijela poput ramena, ruke, kuka, koljena ili noge.

Nekoliko je razloga zbog kojih je teško analizirati dinamiku žvačnog sustava. Prije svega, žvačni se sustav sastoji od velikog broja mišića različitih oblika i veličina što čini gotovo nemogućim jednoznačno odrediti na koje sve načine oni zajednički djeluju pri izvođenju neke kretnje (4-6). Osim toga, žvačni mišići imaju vrlo složenu građu (7) te se njihova djelovanja ne mogu odrediti isključivo iz njihove sveukupne orijentacije (8). Gornja i donja čeljust dolaze u međusobni dodir, odnosno okludiraju, pomoću dva složeno građena i oblikovana, ali ipak nepodudarna, čeljusna zglobova (9, 10). Okluzija zubi opisuje sve funkcijske i parafunkcijske dodire zubi gornje i donje čeljusti, odnosno njihov položaj u odnosu na položaj zubi, položaj i odnos zubi unutar zubnog luka i među zubnim lukovima te odnos zubnih dodira prema koštanom tkivu (11). Bilo kakav pokušaj pojednostavnjenja prikaza funkcije čeljusnih zglobova temeljenog na predodžbama koje se rabe za druge zglobove (kao što su npr. šarnirske osi) dovodi do značajnog gubitka funkcionalnosti (12). Nadalje, zglobne su površine razdvojene hrskavičnom zglobnom pločicom koja se može

manje ili više slobodno pomicati između ovih površina (13, 14) koje su pod utjecajem kretnji donje čeljusti, ali na njih i utječu (15).

Osim unutarnje složenosti žvačnog sustava, postoji nekoliko ograničenja koja nas sprečavaju u prikupljanju pokusnih podataka o žvačnoj funkciji. Na primjer, neki se od žvačnih mišića nalaze duboko pod kožom i djelomično su skriveni iza koštanih struktura što ne dozvoljava jednostavan pristup elektromiografskim mjerenjima (16-18). Osim toga, mnoge su kretnje donje čeljusti relativno malog opsega što postavlja teške zahtjeve pred pokusne sustave načinjene za odgovarajuće bilježenje važnih svojstava (19).

Zaključno se može reći da postoji mnogo čimbenika koji ometaju procjenjivanje zajedničkih djelovanja odgovarajućih aktivnih i pasivnih struktura na kretnje donje čeljusti. U novije je vrijeme primjena biomehaničkih modela pružila prikladan pokusni okvir za istraživanje žvačne dinamike. Biomehanički modeli predstavljaju snažno znanstveno pomagalo za procjenu i istraživanje svih mogućih odnosa u ovom znanstvenom području, a osim toga doveli su i do unaprjeđenja postojećih ili stvaranja novih pogleda na funkciju žvačnog sustava.

Vrijedno je spomenuti da postoji nekoliko starijih radova čija su tema kretnje donje čeljusti. Oni pružaju informacije o položajima i promjenama položaja donje čeljusti i to uglavnom sa kliničkog stajališta (20-22). U takvim su radovima dinamički aspekti kretnji donje čeljusti i njihove posljedice vrlo rijetko uzimani u obzir. U tematici je kretnji donje čeljusti potrebno vrlo detaljno proučiti i žvačnu dinamiku te ju sagledati sa biomehaničkog stajališta.

1.1. Žvačni sustav

Žvačni sustav čovjeka, između ostalog, sadrži i donju čeljust kao jedan od svojih najvažnijih dijelova. Ona se djelovanjem žvačnih mišića, a vođena čeljusnim zglobovima, može pomicati u sve tri prostorne ravnine. Kako bi se odredio značaj i doprinos svake pojedine sastavnice žvačnog sustava na kretnje donje čeljusti, potrebno je poznavati anatomsku građu čeljusnih zglobova kao i biomehanička svojstva koje ona uvjetuje. S obzirom na količinu literature iz ovog područja, teško je na jednom mjestu sažeto prikazati morfološko anatomska svojstva cjelokupnog žvačnog sustava.

1.1.1. Čeljusni zglobovi

Anatomija je čeljusnih zglobova dobro poznata već dugi niz godina i vrlo je temeljito opisana (23). Kretnje su donje čeljusti najvećim dijelom vođene pripadajućim zglobnim površinama (24). One se nalaze smještene na sljepoočnoj kosti, uključujući zglobnu kvržicu i zglobnu jamicu, te na približno ovoidnom zglobnom nastavku donje čeljusti. Oba su navedena dijela zgloba, relativno nepravilno oblikovana (10), pokrivena hrskavičnim tkivom te nedostupna za izravna mjerenja i istraživanja *in vivo*.

Zglobne su površine razdvojene zglobnom pločicom građenom od hrskavičnog tkiva koja je različite debljine u pojedinim svojim dijelovima (13, 14). Ona posjeduje sposobnost pomicanja uzduž zglobne jamice zajedno sa zglobnim nastavkom donje čeljusti uz svoju istovremenu rotaciju po njegovoj površini.

Općenito se može reći da se kretnje zglobne pločice odvijaju glatko zbog njenog odnosa sa zglobnim površinama (25).

Pomoću relativno labavih vezivnih struktura, zglobna je pločica sa svoje gornje strane pričvršćena za sljepoočnu kost, a s donje strane za donju čeljust. Sve te vezivne strukture zajedno sačinjavaju zglobnu čahuru. Ona je sa svoje lateralne strane ojačana temporomandibularnim ligamentom koji je jedina struktura zglobne čahure koja izravno spaja sljepoočnu kost sa donjom čeljusti (14). Istraživanja na kadaverima pokazala su da je zglobna čahura vrlo slaba i labava anatomska struktura (26). Također postoje i dva pomoćna ligamenta: sfenomandibularni ligament koji se nalazi s medijalne strane uzlaznog kraka donje čeljusti te stilomandibularni ligament koji se hvata sa stražnje strane angulusa donje čeljusti.

Zglobne su površine vrlo nepodudarne što znači da se one svojim oblikom na sljepoočnoj kosti i na donjoj čeljusti jako razlikuju. Ta anatomska odrednica u velikoj mjeri doprinosi povećanju opsega kretnji izvedivih u čeljusnom zglobu, ali na uštrb njegove stabilnosti. Osim toga, zbog nesklada među zglobnim površinama, područja na njima, koja su u međusobnom dodiru, vrlo su male površine. Upravo je jedna od funkcija zglobne pločice smanjenje nesklada među zglobnim površinama te povećanje stabilnosti zgloba i to pomoću povećanja površine dodirnih područja između dva dijela zgloba (24).

Druga je posljedica nesklada unutar čeljusnog zgloba, u kombinaciji sa tankom i slabom zglobnom čahurom, ta da kretnje u zglobu nisu strogo ograničene isključivo na rotacije oko manje ili više nepromjenjivih osi kao što je to slučaj u većini drugih zglobova u ljudskom tijelu (27). Zglobni nastavak donje čeljusti i

zglobna jamica na sljepoočnoj kosti u prostoru se mogu smatrati dvama odvojenim tijelima koja ipak dolaze u tijesan međusobni dodir tijekom kretnji donje čeljusti. Posljedica je svega navedenog ta da se donja čeljust može pomicati sa šest stupnjeva slobode. To teoretski znači da se donja čeljust može rotirati oko zamišljene osi koja primjerice prolazi kroz dodirnu točku među sjekutićima. Stoga kretnja ove točke sama po sebi nema nikakve veze sa kretnjom zglobnih nastavaka. Ovo je svojstvo poznato pod nazivom kinematska redundancija (3). Ako se primjerice neka zamišljena točka na sjekutiću donje čeljusti pomiče s jednog mjesta na drugo, njena putanja ne mora nužno unaprijed biti određena. Ta se točka jednom može kretati pravocrtno, a drugi put po nekoj zamišljenoj krivulji. U principu je broj takvih mogućih putanja beskonačan (3, 28).

1.1.2. Žvačni mišići

S klasičnog se anatomskeg stajališta žvačni mišići dijele u dvije skupine: mišiće zatvarače i mišiće otvarače. Skupina se mišića zatvarača sastoji od masetera i temporalnog mišića koji su smješteni bliže površini, te medijalnog pterigoidnog mišića koji je smješten puno dublje. Na dnu usne šupljine, smješteni su mišići otvarači. Ta se skupina mišića sastoji od geniohoidnog, milohoidnog i digastričnog mišića, gledano u smjeru od kranijalno spram kaudalno. Geniohoidni i milohoidni mišić povezuju jezičnu kost sa tijelom donje čeljusti. Digastrični mišić sa svoja dva dijela spaja mastoidni nastavak sa tijelom donje čeljusti, a s jezičnom je kosti spojen pomoću vezivne petlje koja prolazi oko njegove intermedijarne tetive. Lateralni pterigoidni mišić također spada u žvačne mišiće. On se sastoji od gornje i donje

glave koje polaze sa vrata zglobnog nastavka donje čeljusti i pružaju se prema naprijed i medijalno. S obzirom da obje te glave imaju različito djelovanje, lateralni se pterigoidni mišić ne može isključivo smatrati mišićem otvaračem ili zatvaračem (29).

Mišići zatvarači građeni su u obliku pera ili lepeze, što znači da njihova mišićna vlakna zatvaraju određeni kut s pripadajućim tetivama (6, 7, 30). Njihovi poprečni presjeci imaju fiziološki relativno veliku površinu i kao takvi su predodređeni upravo za razvijanje jakih sila tijekom svoje funkcije. Mišićna su im vlakna kratka što smanjuje njihovu sposobnost aktivnog skraćivanja tijekom kontrakcije. Nasuprot tomu, mišići otvarači i lateralni pterigoidni mišić imaju uglavnom paralelna mišićna vlakna te se stoga mogu i na većoj dužini kontrahirati s manjom silom.

Na prvi se pogled čini da žvačni sustav čovjeka sadrži više mišića nego što je potrebno za izvršavanje svojih funkcija. Iako se to s čisto mehaničkog stajališta čini nepotrebnim, treba imati na umu i činjenicu relativnih prostornih ograničenja u građi žvačnog sustava. Primjerice, biomehanički optimalno ustrojen žvačni sustav vjerojatno bi svojom veličinom ugrozio prohodnost i funkciju početnih dijelova dišnog i probavnog sustava. Žvačni su mišići sposobni izvesti gotovo bilo koju kretnju na više različitih načina. Iako žvačni sustav ima sposobnost izvođenja uzastopnih kretnji koje su kontrolirane središnjim generatorom obrasca (engl. *central pattern generator*), žvačni mišići ne mogu biti svrstani u ograničen broj funkcijski različitih mišićnih skupina (5, 31). Jedan od razloga tomu je i činjenica da se žvačni mišići neprestano moraju prilagođavati teksturi, odnosno različitoj tvrdoći hrane koja

se nalazi između zuba tijekom procesa žvakanja (32, 33). Žvačni je sustav mehanički redundantan, što znači da postoji neograničen broj načina i obrazaca mišićnih kontrakcija koje dovode do iste kretnje (3).

Dokazano je da različiti žvačni mišići imaju sposobnost razvijanja različitih anatomske dijelova unutar pojedinog mišića za različite funkcijske zadatke (34, 35). Takva funkcijska raznorodnost u kombinaciji sa relativno velikom površinom hvatišta pojedinog mišića, može dovesti do pojave da se pravac djelovanja tog mišića razlikuje od kretnje do kretnje (8). Budući da nema dokaza o međusobnoj aktivaciji između različitih dijelova pojedinog mišića, žvačni je sustav sposoban, do određenih granica, vršiti vrlo preciznu prilagodbu pravca djelovanja žvačnih sila i to pomoću selektivne aktivacije motoričkih jedinica (36). Relativno složena mišićna građa nekih žvačnih mišića može dovesti do pojave da se međusobno udaljena mišićna vlakna unutar istog mišića kontrahiraju i skraćuju za različit iznos tijekom kretnji donje čeljusti (7, 30). Ovo svojstvo može dovesti do promjena pravca djelovanja mišića koje nisu uzrokovane živčanim podražajem.

Mišići otvarači su izravno ili posredno spojeni na jezičnu kost. Kad se jezična kost pomiče prema dolje djelovanjem infrahiodinih mišića tijekom faze otvaranja usta (37), mišići otvarači su istegnuti, što istovremeno povećava njihovu sposobnost aktivnog skraćivanja. To svojstvo pomaže u postizanju većeg iznosa otvaranja usta.

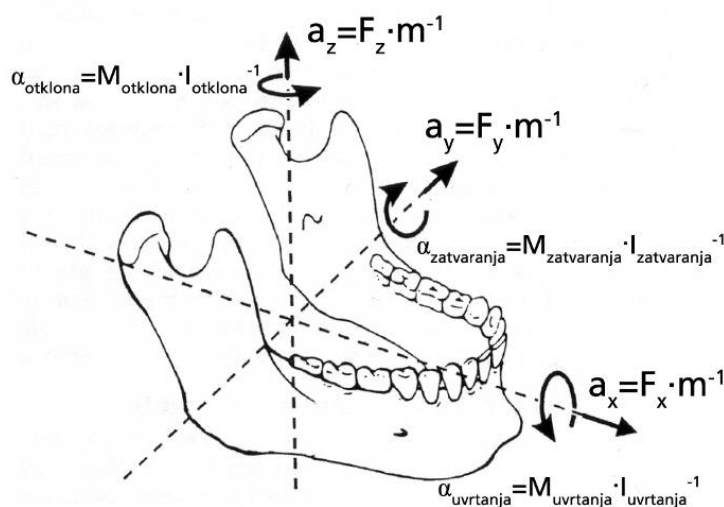
1.2. Biomehanički i biodinamički aspekti kretnji donje čeljusti

Za vrijeme žvakanja, donja je čeljust izložena djelovanju akcijskih sila koje proizvode žvačni mišići te djelovanju reakcijskih sila koje djeluju na čeljusne zglobove i zube (38). Dugi su niz godina kroz različita istraživanja analizirani različiti aspekti djelovanja ovih sila, kao i njihovi međusobni odnosi (7, 39-45). U većini se tih istraživanja donju čeljust uzimalo kao krutu, čvrstu i nesavitljivu strukturu. Međutim, kao posljedica djelovanja sila i vanjskog opterećenja, u donjoj čeljusti dolazi do pojave određenih naprezanja i deformacija. Njihov opseg i raspodjela ovisi prije svega o prirodi sila koje djeluju kao i o mehaničkim svojstvima i obliku donje čeljusti, uključujući i gustoću koštanog tkiva. Poznavanje biomehaničkih svojstava donje čeljusti može nam dati uvid u čimbenike koji određuju strukturu kosti budući da se smatra da opterećenje kojem je donja čeljust izložena igra važnu ulogu pregradnji kosti (46, 47). Osim toga, različite kliničke situacije poput gubitka zuba, ortodontskog liječenja, implantata ili kirurških zahvata mogu mijenjati iznos i način djelovanja žvačnih sila.

Nasuprot tomu, u istraživanju dinamike krutih tijela analiziraju se samo oni parametri potrebni za opisivanje fizike kretanja. Cijela se donja čeljust, primjerice, može svesti na jedan amorfni dio (točku) definiran isključivo svojstvima i obilježjima mase (masa, težište mase, tro-osni momenti inercije i sl.) na kojeg djeluju različite sile koje pri tom dovode do kretnji donje čeljusti. Te se kretnje onda mogu opisati kinematskim parametrima kretanja kao što su brzina, akceleracija i prijeđeni put u određenom vremenu (48).

1.2.1. Stupnjevi slobode pri kretanjama donje čeljusti

U trodimenzijskom prostoru neko tijelo koje se može slobodno gibati može izvoditi kretnje translacije i rotacije, bilo odvojeno ili istovremeno. To je primjenjivo i na donju čeljust iako je opseg različitih kretnji ograničen. Translacije se mogu odvijati uzduž, a rotacije oko neovisnih i odvojenih osi. Translacijske osi i rotacijske osi ne moraju se nužno poklapati, ali se u svrhu njihova prikazivanja obično koriste tri međusobno okomite osi nekog od Kartezijevih koordinatnih sustava položene u skladu s anatomskim ravninama. Navedene osi i kretnje donje čeljusti prikazane su na slici 1.



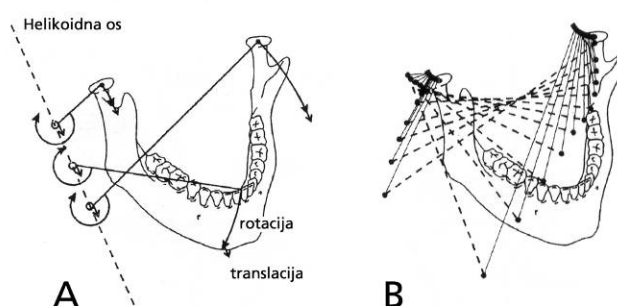
Slika 1. Šest stupnjeva slobode pri kretanjama donje čeljusti. Isprekidane crte prikazuju osnovne prostorne osi. **a** – linearna ubrzanja, **F** – sile, **m** – masa, **α** – kutna ubrzanja, **M** – obrtni momenti, **I** – momenti inercije. Preuzeto i prilagođeno iz (3).

Translacijske se kretnje mogu definirati kao kretnje koje se izvode uzduž prostornih osi, primjerice, anteroposteriorne ili X-osi, mediolateralne ili Y-osi i superoinferiorne ili Z-osi. Rotacijske se kretnje mogu definirati pomoću pojmova kao što su horizontalni otklon oko Z-osi, otvaranje i zatvaranje oko Y-osi te uvrtnje, odnosno, naginjanje oko X-osi (49).

Bez obzira na vrstu odabranog koordinatnog sustava, bilo koja kretanja može se izraziti kao jedinstvena kombinacija šest neovisnih osnovnih kretnji što je poznato pod nazivom kretanja sa šest stupnjeva slobode. Donja se čeljust, međutim, ne može slobodno pomicati u najužem smislu riječi, već je u najvećoj mjeri u svojim kretanjima vođena čeljusnim zglobovima. Stoga ove anatomske strukture mogu smanjiti broj stupnjeva slobode. Iako translacijske i rotacijske kretnje u odnosu na bilo koju od tri prostorne osi ostaju moguće, one više nisu neovisne. Primjerice, ako bi zglobovi oduzeli jedan stupanj slobode, kretanja je u cijelosti određena s preostalim pet stupnjeva slobode (3).

Ako promatramo kretanje neke zamišljene točke, na primjer dodirne točke između donjih središnjih sjekutića potrebno je uzeti u obzir da ta točka nije prostorno orijentirana u odnosu na druge zamišljene točke koje je okružuju. Stoga su rotacijske kretnje te točke oko osi koje kroz nju prolaze zanemarive. Treba imati na umu da se kretnje koje su praćene rotacijama oko osi koje ne prolaze kroz tu točku također mogu izvesti i pomoću određene kombinacije translacijskih kretnji. Takva se zamišljena točka može kretati s najviše tri stupnja slobode. Iz toga proizlazi da se kretanja bilo koje točke na donjoj čeljusti može rekonstruirati iz kretnji čeljusti, ali ne i obrnuto (3, 50).

Ponekad je teško uočiti funkcijske aspekte čeljusnih kretnji kao kombinaciju translacija i rotacija u odnosu na unaprijed određene osi. Drugi način opisivanja i definiranja neke kretnje je pomoću translacija i rotacija uzduž i oko takozvane helikoidne (engl. *helical axis*, *screw axis*) ili spiralne osi (51, 52). Pomoću nje se neka kretnja može prikazati kao niz uzastopnih malih pomaka i to sa šest stupnjeva slobode. Slika 2 prikazuje orijentaciju i položaj helikoidne osi tijekom takve kretnje. Orijentacija i položaj helikoidne osi u odnosu na niz malih pomaka pružaju nam informacije o tome kako se mijenja njen položaj za vrijeme dok se donja čeljust istovremeno translacija uzduž i rotira oko iste te osi.



Slika 2. Helikoidna os. **(A)** Rotacije oko i translacije uzduž zamišljene helikoidne osi tijekom ekscentričnih kretnji čeljusti (isprekidana crta). **(B)** Uzastopne helikoidne osi tijekom zatvaranja čeljusti. Preuzeto i prilagođeno iz (3, 52).

Općenito se može reći da helikoidna os nije nepomična te da tijekom kretnje dolazi do promjena njenog položaja. Stoga je u svakom trenutku dio neke kretnje povezan s jedinstvenom i pripadajućom helikoidnom osi. Za sagitalne se kretnje ova

os izravno podudara sa trenutnim središtem rotacije za kretanje u istoj ravnini (53, 54). Položaj i nagib helikoidne osi te iznos rotacije oko i translacije uzduž ove osi sadrži šest neovisnih varijabli u skladu sa šest stupnjeva slobode za neku kretanju (55).

Orijentacija i položaj helikoidne osi u nekom trenutku pruža potpun uvid u kretanju donje čeljusti (50, 52), odnosno, iz nje je moguće rekonstruirati kretanju bilo koje točke na čeljusti ili zglobnih nastavaka (56-57). Relativni utjecaj i omjer između rotacijske i translacijske komponente u nekoj kretanju, primjerice u kretanju zglobnog nastavka, moguće je odrediti iz njegove udaljenosti do helikoidne osi. Ako je u nekoj točki kretanja zglobnog nastavka primarno rotacijska, helikoidna će se os nalaziti u blizini zgloba. Nasuprot tomu, ako dominira translacijska komponenta, helikoidna će se os biti udaljena od zgloba. Ova nam značajka pomaže u razlikovanju između i unutar naizgled identičnih kretanja koje su uzrokovane potpuno različitim obrascima mišićnih kontrakcija (56).

1.2.2. Primjena Newtonovih zakona na kretanje donje čeljusti

Dinamička svojstva kretanja donje čeljusti izražavaju se njezinim položajem, brzinom i ubrzanjem. U skladu sa šest stupnjeva slobode kretanja, svako se od ova tri svojstva također sastoji od šest neovisnih varijabli. U Kartezijevom koordinatnom sustavu položaj donje čeljusti nije definiran samo položajnim koordinatama težišta (X , Y , i Z), nego također i orijentacijom donje čeljusti (horizontalni otklon, otvaranje te uvrtnje). Brzina i ubrzanje također imaju tri linearne i tri angularne komponente.

Za svaku je od šest komponenti brzina vremenska derivacija položaja, a ubrzanje je derivacija brzine (3).

Svako tijelo koje se kreće podliježe Newtonovim zakonima. Obrtni momenti uzrokovani su silama koje djeluju na donju čeljust. One mogu biti aktivne mišićne sile ili pasivne (reakcijske) sile uzrokovane zglobovima, ligamentima i zubima. Sile se također sastoje od šest komponenti. Svaka linearna sila (F_x , F_y i F_z) praćena je kutnim momentom ili obrtnim momentom (M_{otklona} , $M_{\text{zatvaranja}}$ i M_{uvrtanja}). Rezultante sila i obrtnih momenata dovode do ubrzanja prema drugom Newtonovom zakonu koji kaže da je ubrzanje jednako djelovanju sile po jedinici mase (slika 1.). Moment inercije oko jedne osi definira se kao zbroj masa svake pojedine točke pomnožen s udaljenošću između te točke i pripadajuće osi na kvadrat (2).

Za donju čeljust prosječne mase 0,44 kg momenti inercije procjenjuju se na 8,6 kg cm² za I_{otklona} (oko Z-osi), 2,9 kg cm² za $I_{\text{zatvaranja}}$ (oko Y-osi) i 6,1 kg cm² za I_{uvrtanja} (oko X-osi) (58). To znači da je potrebno tri puta manje mišićnog obrtnog momenta da bi se ubrzalo donju čeljust pri kretnjama otvaranja i zatvaranja nego za lateralne kretnje. Ubrzanje uzrokuje promjene u linearnoj i kutnoj brzini koje onda dovode do promjena u linearnom i kutnom položaju donje čeljusti.

1.2.3. Utjecaj čeljusnih zglobova na kretanje donje čeljusti

Stupnjevi slobode unutar zglobova često su smanjeni zbog anatomske građe zgloba i pripadajućih zglobnih struktura. Zglob građen poput idealne kugle ne bi dopuštao translacije i imao bi samo tri stupnja slobode kretanja. Nasuprot tomu, u

čeljusnom zglobu ne dolazi do smanjenja broja stupnjeva slobode kao posljedice njegove građe. Zbog krhke građe zglobne čahure i nesklada zglobnih tijela donja se čeljust također može pomicati sa šest stupnjeva slobode. Zbog elastičnih svojstava zglobnih struktura, prije svega zglobne hrskavice i zglobne pločice, udaljenost između koštanih struktura razmjerna je opterećenju zgloba (59). Kad bi pretpostavili da su zglobne površine unutar čeljusnog zgloba u stalnom i čvrstom dodiru, nastalo bi ograničenje translacije zglobnih nastavaka u smjeru okomitom na zglobne površine sljepoočne kosti. Time bi se broj stupnjeva slobode za tu kretnju smanjio na pet. Kad bi pak još pretpostavili da su oba čeljusna zgloba čvrsto povezana simfizom donje čeljusti, došlo bi do ograničenja rotacije oko antero-posteriorne osi čime bi se broj stupnjeva slobode smanjio na četiri (60).

1.2.4. Utjecaj žvačnih mišića na kretanje donje čeljusti

Donja se čeljust pomiče djelovanjem žvačnih mišića. Svaka mišićna kontrakcija dovodi do pojave sile koja se izražava trima neovisnim varijablama: veličinom, hvatištem i orijentacijom (smjerom). Potonje dvije određene su pravcem mišićnog djelovanja koji je definiran geometrijom sustava. Svaki je žvačni mišić sposoban izvesti translaciju donje čeljusti uzduž svog pravca djelovanja i rotaciju oko osi koja je okomita na taj pravac, a prolazi kroz težište donje čeljusti. Translacijske i rotacijske kretnje uzrokovane djelovanjem mišića nisu međusobno neovisne i izražavaju samo jedan stupanj slobode (58).

1.3. Odrednice kretnji donje čeljusti

Kretnje donje čeljusti uzrokovane aktivnim djelovanjem žvačnih mišića vođene su pasivnim strukturama. Stoga i aktivni i pasivni elementi stvaraju sile i obrtne momente koji ubrzavaju donju čeljust. S obzirom na veliki broj različitih sila, njihovih promjena tijekom kretnji donje čeljusti i velikog stupnja međuovisnosti, teško je razlikovati njihov utjecaj na kretnje čeljusti (3).

1.3.1. Aktivne strukture u kretnjama donje čeljusti

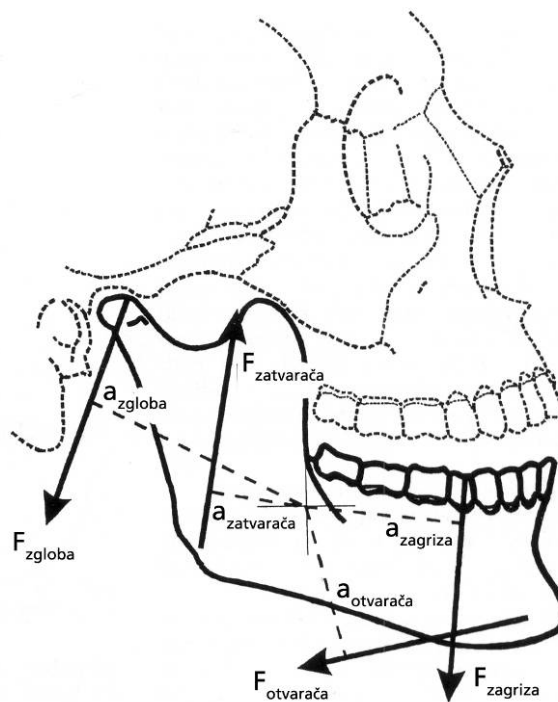
Iako se pravci djelovanja žvačnih mišića međusobno značajno razlikuju, svaki od njih na specifičan način utječe na kretnje čeljusti. Osim toga, pravci djelovanja žvačnih sila ovise o položaju donje čeljusti u odnosu na bazu lubanje. Istraživanja pravca djelovanja žvačnih mišića *in vitro* vršena su spajanjem središta područja mišićnih hvatišta, takozvanih centroida, na kostima lubanje s onima na donjoj čeljusti (61). Međutim, funkcijski različiti dijelovi istog mišića koji imaju zajedničko hvatište ne mogu se na taj način razlikovati. Ovu se prepreku može zaobići mjerenjem orijentacije mišićnih snopova te uzimanjem u obzir utjecaja tetivnih ovojnica (7). Osim toga, ova metoda omogućava procjenu duljine mišićnih vlakana kao funkciju položaja donje čeljusti (30, 58). Nedostatak svih *in vitro* metoda je taj da rezultat nije nužno primjenjiv na svakog pojedinca. Stoga su pravci djelovanja mišića procjenjivani *in vivo* pomoću određivanja prirodnih točaka na hvatištima mišića (62, 63) ili provlačenjem uzdužne mišićne osi na presjecima koji su dobiveni metodom nuklearne magnetske rezonance (64, 65). Iako navedene metode omogućuju sagledavanje individualnih obilježja, procjena položaja pravca

mišićnog djelovanja pomoću određivanja točaka na hvatištima mišića i dalje nije dovoljno precizna.

Općenito se može reći da se utjecaj nekog mišića na kretanje donje čeljusti može odrediti pomoću pravca njegova djelovanja i položaja tog pravca u odnosu na težište donje čeljusti. Sukladno drugom Newtonovom zakonu, on će ubrzavati donju čeljust u smjeru pravca djelovanja i to prema formuli $a=F/m$ gdje je a vektor linearnog ubrzanja, F je vektor sile mišića i m je masa donje čeljusti. S obzirom na rotacijsku komponentu kretanja, javit će se i kutno ubrzanje prema formuli $\alpha=M/I$ gdje je α vektor kutnog ubrzanja, M je vektor obrtnog momenta oko težišta, a I je vektor momenta inercije. Moment inercije ovisi o određenoj osi, dok masa ne. Tada je stvarna kretanja određena rezultantom trenutnog linearnog i kutnog ubrzanja uzrokovanog djelovanjem sila svih aktivnih i pasivnih orofacijalnih struktura (58). Za određeni je mišić omjer između kutnog i linearnog ubrzanja razmjern dužini kraka momenta mišića u odnosu na težište. Osim toga, razmjern je omjeru između mase donje čeljusti i njezina momenta inercije u odnosu na os mišićnog obrtnog momenta. Kombinacija ovih čimbenika određuje učinak mišićne kontrakcije i posljedično doprinosa svakog pojedinog mišića na kretanje čeljusti. Iako na prvi pogled složene, gore navedene formule predstavljaju samo pojednostavljenu dinamiku donje čeljusti (2).

Promatrano u sagitalnoj ravnini, pravci djelovanja većine mišića zatvarača usmjereni su prema gore, a mišića otvarača prema dolje i straga (Slika 3.). Međutim, u oba slučaja svaki pravac djelovanja ima slično usmjeren moment sile u odnosu na sagitalnu os koja prolazi kroz težište donje čeljusti. Mišići otvarači i zatvarači u

stanju su proizvesti slično usmjeren moment sile koji uzrokuje kutno ubrzanje u smjeru otvaranja. Gotovo svaki par mišića koji je simetrično aktiviran nastoji, osim svog specifičnog djelovanja, postići i rotaciju otvaranja oko težišta. Pomoću ovog mehanizma i mišići otvarači i mišići zatvarači u stanju su, usprkos različitoj orijentaciji, održavati zglobne površine u međusobnom dodiru tijekom izvođenja neopterećenih i simetričnih kretnji donje čeljusti (3).



Slika 3. Prikaz sila koje djeluju na donju čeljust u sagitalnoj ravnini. **Križ (+)**

– težište čeljusti, $F_{\text{zatvarača}}$ – prosječna sila mišića zatvarača, $F_{\text{otvarača}}$ – prosječna sila mišića otvarača, F_{zgloba} – sila čeljusnog zgloba, F_{zagriza} – sila zagriza, a – krak momenta pojedinih sila. Preuzeto i prilagođeno iz (3).

Optimalna izometrička sila koju daje mišić F_{opt} razmjerna je fiziološkoj poprečnoj površini mišića S (u cm^2) i stupnju njegove aktivacije A (u %), odnosno $F_{opt}=37 \times S \times A$ (66). Zbog dinamičkih svojstava mišića, trenutna sila koju razvija mišić koji se koncentrično kontrahira je manja od F_{opt} , dok mišić koji se ekscentrično kontrahira može razviti trenutnu silu veću od F_{opt} . Zbog ovih se svojstava sile koje razvijaju žvačni mišići mogu konstantno mijenjati tijekom kretnje čak i onda kad su stupnjevi njihove aktivacije konstantni (67). Odnos između sile i dužine mišića kvantificira svojstvo koje omogućuje da mišić razvija silu i kad njegove sarkomere nisu skraćene ispod ili istegnute preko određene granice. Pokazalo se da je ovo svojstvo važan ograničavajući čimbenik za nastanak sila djelovanjem žvačnih mišića. Primjerice, ograničenje iznosa maksimalnog skraćenja vlakana lateralnog pterigoidnog mišića sprečava protruziju donje čeljusti preko njenih normalnih granica (68). Osim toga, maksimalno otvaranje čeljusti ograničeno je maksimalnim skraćenjem mišića otvarača kojem se suprotstavljaju pasivne sile mišića zatvarača (45, 69). Ovaj će učinak biti i naglašeniji ukoliko se trenutni centar rotacije nalazi bliže čeljusnim zglobovima (70).

Mišićna sila također ovisi o brzini kojom se sarkomere skraćuju i to kroz omjer sile i brzine. Za kretnje otvaranja i zatvaranja donje čeljusti pri kojima se svi mišići otvarači i mišići zatvarači istovremeno aktiviraju dokazano je da putanja kretnje ne ovisi mnogo o brzini kretnje (45). Dok ova putanja ovisi o zajedničkom djelovanju mišićnih sila, omjer sile i brzine ne utječe znatno na međusobni omjer trenutnih mišićnih sila. Odnosno, svojstvo razvijanja sile pod sličnim je utjecajem u svim mišićima koji sudjeluju u nekoj kretnji (67). Nasuprot tomu, čini se da omjer

sile i brzine pomaže u usporavanju donje čeljusti nakon iznenadnog svladavanja otpora zalogaja hrane tijekom snažnog žvakanja (71). Kad do ovoga dođe, sila koju proizvode mišići zatvarači može gotovo trenutno prestati djelovati zahvaljujući iznenadnoj i velikoj brzini skraćivanja mišića koja je korisna u slučajevima kad su zubi blizu interkuspidacijskoga položaja, a nema dovoljno vremena za aktivaciju mišića otvarača koji bi usporili donju čeljust na njezinu putu zatvaranja (3, 71).

Kretnje su donje čeljusti složena posljedica međudjelovanja različitih mišića. Stoga se elektromiografska mjerenja i istraživanja žvačnih mišića koja su provedena tijekom različitih kretnji donje čeljusti ne mogu koristiti za procjenu udjela aktivnosti svakog pojedinog mišića u određenoj kretnji (72-74). Primjerice, ne mogu nam pružiti dokaz pri odluci je li dva ili više aktivnih mišića pomažu jedan drugom pri izvođenju neke kretnje ili djeluju suprotno jedan drugomu s ciljem stabilizacije žvačnoga sustava. Elektromiografska istraživanja koristila su se za određivanje funkcijske heterogenosti pri aktivaciji različitih dijelova nekog mišića (34, 75, 76). Dokazano je da temporalni mišić pokazuje postupnu funkcijsku heterogenost u antero-posteriornome smjeru, a da se maseterični mišić može funkcijski podijeliti na površinski te anteriorni i posteriorni duboki dio.

Odnos između kontrakcija žvačnih mišića i kretnje čeljusti može se eksperimentalno prikazati jedino kad se mišići neovisno aktiviraju. To se ne može postići u standardnim istraživačkim uvjetima niti vježbanjem zbog središnje neuralne organizacije motoričke kontrole žvačnih mišića (3). Međutim, jedina je učinkovita metoda bilježenje kretnji čeljusti nastalih električkim pobuđivanjem pojedinih mišića. To se postiže primjenom dubokih elektroda ili elektromagnetskim

pobuđivanjem određenih motoričkih područja moždane kore (77, 78). Radi zaštite ispitanika tijekom istraživanja, nužno je da amplitude ovakvog pobuđivanja budu ograničene. Stoga su evocirane kretnje donje čeljusti vrlo male, a za njihovo je bilježenje potrebna izrazito osjetljiva aparatura. U slučajevima kad žvačni mišići nisu potpuno opušteni, drugi mišići vrlo lako mogu ometati mjerenja. Čak i u besvjesnom stanju, kad su mišići potpuno opušteni, pasivne mišićne sile mogu biti toliko velike u usporedbi s evociranim silama da ih se ne može ignorirati. To su razlozi zbog kojih izravno pobuđivanje mišića nije uspjelo dokazati utjecaj svakog pojedinog žvačnog mišića na kretnje čeljusti (79, 80).

Iako izravne pokusne metode nisu uspjele otkriti čitav funkcijski potencijal žvačnih mišića, pokusi s biomehaničkim modeliranjem mogu biti od koristi u stvaranju pouzdanih pretpostavki o biomehanici žvačnog sustava. Takvi su modeli uvijek pojednostavljeni prikaz stvarnog stanja te ih se mora uzeti s oprezom s obzirom na to koje sve čimbenike uključuju i koliko točne mogu biti pretpostavke o ponašanju određenog biomehaničkog modela (3). Primjerice, u jednom takvom modelu (81) pretpostavilo se da mišići otvarači imaju težnju dislocirati čeljusni zglob, dok se u drugom modelu (45) pretpostavilo da mišići otvarači imaju težnju stabilizirati čeljusni zglob. U prvom modelu obrtni momenti nisu izračunavani u odnosu na težište (82), već u odnosu na čeljusni zglob zanemarujući tako zakon o očuvanju kutnog momenta (2). Nasuprot tomu, u potonji su model uključena sva bitna svojstva Newtonove dinamike krutih tijela pojačavajući tako njegovu pouzdanost predviđanja. S obzirom na takvu dinamiku krutih tijela, temporomandibularni ligamenti imaju beznačajnu ulogu tijekom simetričnih kretnji

čeljusti. Dokazano je da istovremeno aktiviranje svih mišića zatvarača dovodi do normalnih kretnji zatvaranja uključujući i kretnje kondila slične onima koje su opažene u istraživanjima (58). I obrnuto, istovremeno aktiviranje svih mišića otvarača rezultira normalnim kretnjama otvaranja čeljusti (45). Postoji mogućnost da se promjenjivo trenutno središte rotacije može iskoristiti kao sredstvo za procjenu različitih obrazaca aktiviranja mišića tijekom naizgled sličnih kretnji donje čeljusti (3).

S izuzetkom prednjeg dijela temporalnog mišića i površinskog dijela maseteričnog mišića, potvrđeno je načelo da jednostrano aktivirani mišići dovode do translacije uzduž njihova pravca djelovanja i rotacije oko težišta. Kad se uzme u obzir njihov obrtni moment oko vertikalne osi koja prolazi kroz težište, za očekivati je da će doći do kontralateralne lateralne devijacije. Umjesto toga, dolazi do pojave ipsilateralne lateralne devijacije (78, 83). Ovaj se prirodni paradoks može shvatiti ukoliko se uzme u obzir činjenica da opterećenja zglobova pod djelovanjem mišićnih sila također utječu na kretnje čeljusti. I prednji dio temporalnog mišića i površinski dio maseteričnog mišića nastoje odvojiti kontralateralni kondil od zglobne kvržice i to zbog jakog opterećenja ipsilateralnog zgloba. Reakcijska sila ipsilateralnog zgloba rezultira ipsilateralno usmjerenim obrtnim momentom oko vertikalne osi koja prolazi kroz težište, što nadvladava mišićni okretni moment koji uzrokuje ipsilateralnu lateralnu devijaciju (84).

1.3.2. Pasivne strukture u kretnjama donje čeljusti

Pasivne strukture utječu na kretnje donje čeljusti na način da se opiru kretnjama donje čeljusti po jednom ili više stupnjeva slobode. To se opiranje očituje kroz svojstvo pasivnih struktura da stvaraju reakcijsku silu i obrtni moment. Osim toga, donja čeljust svojim inercijskim svojstvima također utječe na svoje kretnje. Omjer između linearnih i kutnih ubrzanja na koje utječu mišići blago ovisi o masi i momentima inercije donje čeljusti te o svim strukturama koje su više ili manje čvrsto vezane uz donju čeljust (žvačni mišići, jezik, koža i ostala meka tkiva). Dokazano je, međutim, da je utjecaj ovih inertnih struktura na krajnju kretnju malen (58).

Kad su čeljusni zglobovi opterećeni, reakcijske se sile prenose na kondilarne nastavke donje čeljusti. Hrskavične strukture unutar čeljusnog zgloba imaju vrlo nizak koeficijent trenja, a njihova je deformacija prilično neovisna o smjeru opterećenja te su stoga reakcijske sile vjerojatno usmjerene okomito na zglobne površine koje se međusobno dodiruju (85, 86). U sagitalnoj su ravnini one usmjerene prema dolje, a straga prolaze kroz težište donje čeljusti. Stoga ove sile imaju težnju spuštanja kondila i razdvajanja zglobnih površina. Reakcijske sile čeljusnih zglobova također stvaraju obrtni moment u odnosu na težište donje čeljusti. Dok pravac djelovanja reakcijskih sila prolazi posteriorno od težišta, reakcijski obrtni moment čeljusnih zglobova uzrokuje kutno ubrzanje oko sagitalne osi koja prolazi kroz težište što dovodi do pojave momenta otvaranja. Posljedično, reakcijske sile nastoje postići zatvaranje čeljusti rotacijom oko ove osi (58).

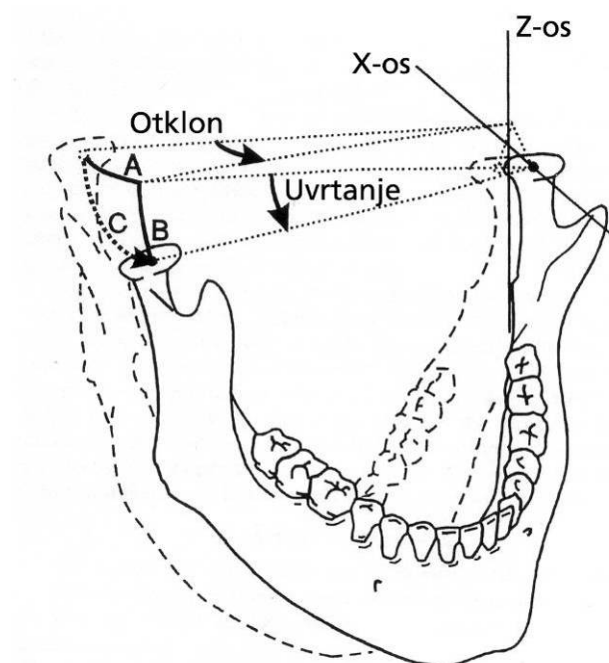
Hrskavična zglobna pločica i hrskavično tkivo koje oblaže zglobne strukture mogu se deformirati i to s ograničenom i nelinearnom elastičnošću (87). Ova

elastičnost dovodi do toga da je reakcijska sila zgloba ovisna o deformaciji. Što se više koštane zglobne površine približavaju jedna drugoj, to se više deformiraju i hrskavične strukture između njih, a magnituda reakcijske sile raste (86). Posljedično, čak i ako postoji dodir između zglobnih površina tijekom statičkih i dinamičkih opterećenja zgloba, javljaju se određene kretnje okomite na zglobne površine (88). Ovo je neizravno poduprto činjenicom da kondilarna putanja tijekom otvaranja bez opterećenja leži superiorno od putanje zatvaranja bez opterećenja (59, 89). Posljedica je ove uočene pojave ta da je opterećenje čeljusnog zgloba tijekom otvaranja čeljusti najvjerojatnije veće nego tijekom zatvaranja. Osim toga, ovo potvrđuje i stav da se zglobovi opterećuju obrtnim momentom kojeg stvaraju mišići otvarači (45).

Opseg kretnji kondila nije u velikoj mjeri ograničen zglobnim površinama na lubanji. Jedino u slučajevima kad su čeljusni zglobovi djelovanjem sila opterećeni u smjeru prema gore ili koso straga, zglobna jamica može ograničiti kretnje u području kondila. Zglobne površine ne ograničavaju protruzijske i medio-lateralne kretnje ili rotacije oko bilo koje od tri prostorne osi. Ukoliko se donja čeljust pomiče lateralno, kontralateralni kondil mora se pomaknuti naprijed u odnosu na ipsilateralni kondil. Tijekom ove kretnje, prisiljen je pomicati se i prema dolje niz zglobnu kvržicu. Ovakva kretanja uključuje ne samo rotaciju oko vertikalne osi, nego i rotaciju oko frontalne osi (Slika 4). Iako su ove kretnje neovisne jedna o drugoj, one ipak uključuju samo jedan stupanj slobode (3).

Koštani su dijelovi čeljusni zglobova povezani zglobnom čahurom koja je građena od relativno labavih snopova kolagenih vlakana koji su posloženi uglavnom paralelno i imaju svojstvo odupiranja određenom istezanju (14). S lateralne je strane

zglobna čahura ojačana temporomandibularnim ligamentom. Vlakna se istezanjem deformiraju u skladu sa svojim nelinearnim elastičnim svojstvima i time stvaraju vlačne sile (90). Ove sile mogu usporiti kondil ukoliko se on udaljava od zglobne jamice na sljepoočnoj kosti. Slična se mehanička funkcija može pripisati i pomoćnim ligamentima koji su vrlo tanki i njihova je funkcija vjerojatno zanemariva (24).



Slika 4. Rotacije oko vertikalne i horizontalne osi tijekom lateralnih kretnji donje čeljusti. Preuzeto i prilagođeno iz (3).

Vrlo se dugo temporomandibularne ligamente smatralo glavnim čimbenikom u ograničavanju kretnji kondila, a time i kretnji donje čeljusti. To se može slikovito prikazati pomoću manje ili više fiksnih rotacijskih osi donje čeljusti posebice u

posljednjoj fazi zatvaranja čeljusti. Ova je ideja široko primjenjivana u područjima stomatološke protetike i temporomandibularnih poremećaja (91, 92). Trenutno postoji poprilična količina dokaza koji ne podržavaju postojanje fiksne šarnirske osi pri normalnim funkcijskim kretnjama (53, 57). Za temporomandibularne ligamente predložena je druga dominantna uloga pri simetričnim kretnjama otvaranja čeljusti. Pretpostavilo se da je temporomandibularni ligament uvijek zategnut čime prisiljava kondil da klizne niz zglobovu kvržicu (41). Međutim, ako je temporomandibularni ligament zategnut, ne može dopustiti habitualne lateralne kretnje osim ako ne postoji mehanizam za zatezanje ligamenata tijekom pravocrtnih kretnji i njihovo popuštanje tijekom ekskurzijskih kretnji. Vrlo je vjerojatno da takav mehanizam postoji u žvačnom sustavu. Ove tvrdnje idu u prilog činjenici da temporomandibularni ligamenti nemaju dominantnu ulogu u kontroliranju habitualnih kretnji donje čeljusti (3).

Temporomandibularni ligament može imati dominantnu ulogu u sprečavanju pomaka kondilarnog nastavka donje čeljusti izvan granica zglobovih površina na sljepoočnoj kosti. Dokazano je da bi žvačni mišići mogli pomaknuti kondile nekoliko milimetara izvan tih granica kad ne bi postojali temporomandibularni ligamenti (84, 93). Zbog povezanosti lijevog i desnog kondila preko simfize donje čeljusti, dva su temporomandibularna ligamenta dovoljna da ograniče i antero-posteriorne i medio-lateralne kretnje kondila tijekom protruzijskih, retruzijskih i lateralnih kretnji donje čeljusti. Osim toga, kad donja čeljust dođe u neki od navedenih položaja, kontrahirani žvačni mišići već su dosegli dužinu pri kojoj više ne mogu proizvoditi silu. Stoga ni sile koje djeluju na ligamente ne mogu biti prevelike (84, 94).

Do izravnog utjecaja zubi i hrane na kretanje čeljusti dolazi zbog reakcijskih sila koje se javljaju kad gornji i donji zubi dolaze u međusobni dodir ili u dodir sa zalogajom hrane između njih. Međudjelovanjem mišićnih i zglobnih sila, ove će reakcijske sile biti uglavnom usmjerene prema dolje i praćene obrtnim momentom otvaranja u odnosu na težište, što dovodi do opterećenja čeljusnih zglobova (95). Također postoji i neizravni utjecaj središnjeg živčanog sustava koji je pomoću mehanoreceptora u periodontalnom ligamentu u stanju prepoznati sile koje djeluju na žvačne strukture (5, 96). Sustav stoga ima mogućnost prilagoditi aktiviranje mišića prema prisutnosti zalogaja hrane.

Reakcijske sile nastaju zbog opiranja pripadajućih struktura na deformaciju. Žvačni su elementi vrlo čvrsti i tvrdi i dođu li pri nekoj brzini u međusobni dodir, čak bi i mala deformacija mogla rezultirati razvijanjem vrlo velike reakcijske sile. Zbog elastičnosti periodontalnog ligamenta, javlja se reakcijska sila koja postaje sve jača utiskivanjem zuba dublje u alveolu. Ova reakcijska sila djeluje na donju čeljust i dovodi do njenog usporavanja sve dok kretanja ne završi. Ukoliko se među zubima nađe zalogaj hrane, reakcijska se sila sporije pojačava sve dok se zalogaj može deformirati (3).

Izravni utjecaj zubi na kretanje donje čeljusti odražava se preko gornjeg dijela Posseltova dijagrama kretanje zamišljene točke na sjekutićima, ali denticija također može imati neizravni utjecaj na kretanje čeljusti. Dokazano je da ispitanici s malokluzijom imaju nepravilnije obrasce žvakanja u usporedbi sa zdravim ispitanicima (97). Nije sasvim jasno da li ovakvi nepravilni obrasci žvakanja nastaju zbog međusobnog dodira zuba ili zbog vanjskih čimbenika.

Tijekom procesa žvakanja, zalogaj hrane biva gnječen i mrvljen među zubima kako bi se smanjila njegova veličina i olakšalo gutanje. Ovo gnječenje i mrvljenje odvija se u žvačnom ciklusu tijekom faze sporog zatvaranja. Očito je da će kretnje u ovoj fazi biti ovisne o mehaničkim svojstvima hrane koja se žvače. Za tvrdi je hranu specifično da će gnječenje biti sporije nego za mekanu hranu ponajprije zbog toga što su mišići u stanju proizvesti jaču silu pri sporijim kontrakcijama. Najveća, odnosno vršna brzina koja slijedi nakon početnog mrvljenja zalogaja hrane, mnogo je veća za tvrdi nego li za mekanu hranu (98, 99). Međutim, ova je vršna brzina manja od očekivane vjerojatno zbog smanjenja mišićne sile kao posljedice odnosa sile i brzine (71). Također je dokazano da na kretnje donje čeljusti u procesu žvakanja utječe i veličina zalogaja. Gledano u frontalnoj ravnini, uočeno je da ispitanici kad žvaču tvrdi hranu izvođe veće lateralne kretnje nego li kad žvaču mekanu hranu (100).

Udarne opterećenja denticije mogu imati posljedice i na čeljusnim zglobovima jer se opterećenje na njih prenosi preko donje čeljusti. Zdrav parodont može djelomično apsorbirati udarne opterećenja i na taj način spriječiti vršna opterećenja zglobova. Ovo svojstvo ne postoji ukoliko se radi o umjetnim zubima na implantatima. Donja se čeljust ima sposobnost deformiranja te je moguće da će zbog njezine elastičnosti doći do smanjenja udarnog opterećenja čeljusnih zglobova (101).

U inaktivnom stanju žvačni mišići stvaraju pasivne sile koje su ovisne o trenutnoj dužini njihovih sarkomera (102, 103). Kad su sarkomere skraćene ispod optimalne dužine, koja se procjenjuje na 2,73 μm , pasivne sile su zanemarive, ali rastu eksponencijalno kad se sarkomere rastegnu preko te dužine (104). Osim

pasivnih sila, mišićno istezanje kojeg zamjećuju receptori može posredno uzrokovati nastanak refleksnih pokreta (5).

Vjeruje se da pasivne sile mišića zatvarača tijekom procesa žvakanja usporavaju čeljust pri kraju faze otvaranja, a postaju sve jače kako se čeljust približava iznosu maksimalnog otvaranja (67, 105). Također se tvrdilo da su pasivne sile mišića zatvarača odrednice maksimalnog otvaranja čeljusti (69, 94, 106). Matematički modeli primjenjivani u istraživanjima pasivnih sila žvačnih mišića nisu uspjeli postići otvaranje čeljusti u iznosu većem od 3 cm, dok ono *in vivo* iznosi i 6 cm (21). Upravo stoga je sporna kvantitativna priroda ovakvih pretpostavki. Zbog predloženog eksponencijalnog odnosa između pasivnih mišićnih sila i dužine njihovih sarkomera, male greške u konstantama koje određuju taj odnos mogu dovesti do relativno velikih grešaka u izračunu predviđenih pasivnih sila.

1.3.3. Međudjelovanje pasivnih i aktivnih struktura

Najvažnije odrednice kretnji čeljusti su sile koje stvaraju aktivirani mišići. Pasivne sile mogu modulirati kretnje čeljusti, ali postaju dominante kad se čeljust u svojim kretnjama približava graničnim položajima. Osi rotacije čeljusti tijekom njezinih slobodnih kretnji nisu primarno u vezi s pasivnim strukturama žvačnog sustava nego su određene djelovanjem mišića (3). Unatoč tomu, u kliničkoj praksi, mjerene su osi rotacije za koje se pretpostavlja da su povezane s čeljusnim zglobovima i ta su mjerenja uspješno primijenjena u dijagnostici i planiranju liječenja žvačnih disfunkcija (107). To upućuje na to da zaključci izvedeni iz istraživanja koja su se bavila pronalaskom rješenja nekog kliničkog problema ne

mogu automatski biti primijenjeni na određene druge probleme ili općenito na kretnje čeljusti.

Čini se da je utjecaj pasivnih ograničenja to jači što se čeljust kreće dalje od središnje linije. Dinamička biomehanička analiza dokazala je da su žvačni mišići u većini slučajeva u stanju održavati integritet žvačnog sustava čak i bez pomoći zglobne čahure i ligamenata u održavanju zglobnog položaja (45). Nasuprot tomu, čini se da zglobne čahure i ligamenti imaju ulogu u ograničavanju medio-lateralnih kretnji kondilarnog nastavka donje čeljusti tijekom latero-lateralnih kretnji čeljusti (84). Ukoliko su zglobovi asimetrično opterećeni, utjecaj njihovih reakcijskih sila na kretnje čeljusti treba sagledati drukčije. Kad se mišići unilateralno aktiviraju, reakcijske sile kondila mogu uzrokovati suprotnu kretnju u usporedbi sa onom očekivanom prema pravcu mišićnog djelovanja. Međutim, u praksi se mišići češće kontrahiraju u skupinama nego svaki pojedinačno. I za centrične i za ekscentrične kretnje donje čeljusti u obzir treba uzeti dinamička svojstva mišića jer ona smanjuju sposobnost mišića da stvaraju sile i tako ograničavaju kretnje čeljusti (3).

2. SVRHA ISTRAŽIVANJA

Tijekom zadnjih desetak godina značajno su napredovala istraživanja tjelesne aktivnosti i kretnji ljudskog tijela i/ili dijelova tijela pomoću akcelerometrijskih senzora (108). Istraživanje prikazano u ovom radu pokušaj je primjene akcelerometrijskih senzora u definiranju dinamičkih svojstava donje čeljusti u kretnjama otvaranja i zatvaranja usta.

Svrha ovog istraživanja je:

1. Definirati novu, neinvazivnu istraživačku metodu i postupke pri primjeni tro-osnih akcelerometrijskih senzora u istraživanju trodimenzionalnih kretnji donje čeljusti.
2. Detaljno definirati načine i postupke obrade podataka dobivenih mjerenjem.
3. Odrediti vrijednosti promjena ubrzanja i brzina u vertikalnoj prostornoj osi koje u sebi ne sadrže ubrzanje Zemljine gravitacije.
4. Na određenom uzorku potpuno zdravih ispitanika utvrditi pouzdanost primjene metode za utvrđivanje dinamičkih svojstava kretnji donje čeljusti.
5. Utvrditi smjernice za daljnju primjenu 3D-akcelerometrije u istraživanjima biodinamike žvačnog sustava i temporomandibularnih poremećaja.

3. ISPITANICI I POSTUPCI

3.1. Ispitanici

U istraživanju je sudjelovalo 28 ispitanika, iz reda studenata i asistenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, obaju spolova: 12 ženskih u dobi od 23 do 38 godina (prosječne dobi $28,2 \pm 4,9$) te 16 muških u dobi od 25 do 38 godina (prosječne dobi $29,9 \pm 4,6$).

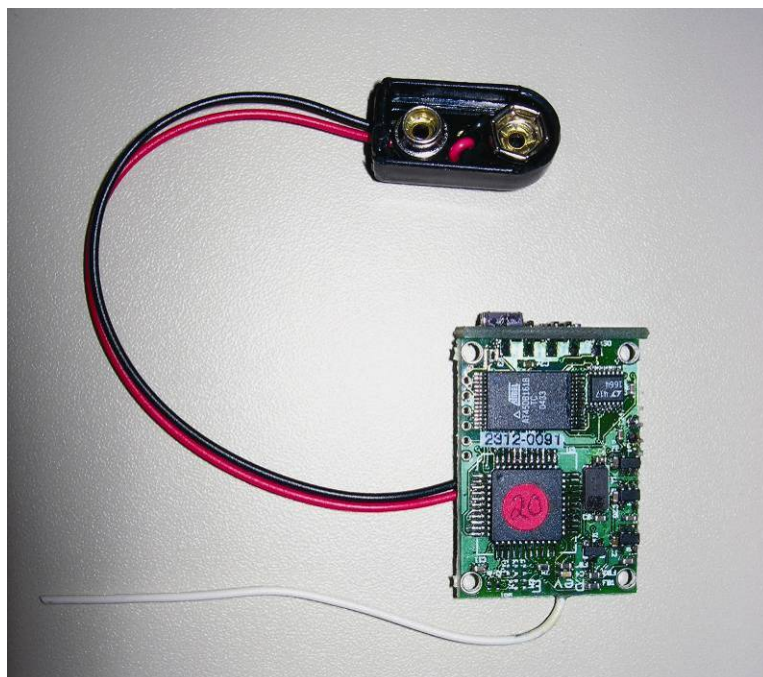
Istraživanje je provedeno na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i u laboratoriju za istraživanje slučajnih signala i procesa Zavoda za elektroniku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Svakom je ispitaniku ponaosob objašnjena svrha, postupak i ciljevi istraživanja, jednako kao i načela pridržavanja svih pravila stomatološke profesije i etike. Ispitanici su mogli prekinuti svoje sudjelovanje u istraživanju u bilo kojem trenutku. Svi ispitanici su svjesno i bez prisile potpisali informirani pristanak čime su dali svoju suglasnost za sudjelovanje u ovom istraživanju.

S obzirom na ciljeve i svrhu ovog istraživanja, od ključne je važnosti bilo da svi ispitanici budu unutar iste dobne skupine i potpuno zdravi, kako s općemedicinskog, tako i sa stomatološkog stajališta. Na početku istraživanja ispitanicima je uzeta opća medicinska i stomatološka anamneza te okluzijski status pomoću T-Scan II uređaja. U istraživanje nisu bili uključivani ispitanici koji su u anamnezi naveli barem jedan od simptoma temporomandibularnih poremećaja, odnosno kod kojih je kliničkim pregledom utvrđeno postojanje bilo kakvih znakova i simptoma temporomandibularnih poremećaja. U istraživanje također nisu bili uključeni ispitanici koji su bili podvrgnuti bilo kakvim oralnokirurškim, protetskim ili ortodontskim zahvatima.

3.2. Postupci

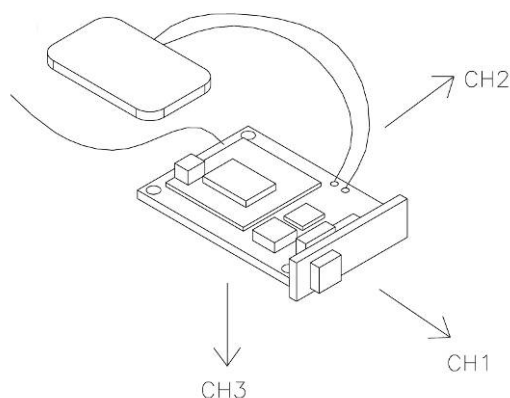
Akcelerometrijska mjerenja vršena su primjenom dvaju bežičnih akcelerometrijskih senzora G-Link™ i pripadajućeg računalnog programa Agile-Link™, oba proizvodi tvrtke MicroStrain, Inc., Willistone, SAD. Izgled senzora prikazan je na slici 5.



Slika 5. Izgled jednog od korištenih bežičnih akcelerometrijskih senzora.

Svaki senzor u sebi posjeduje integrirani tro-osni akcelerometrijski mikro-elektromehanički čip sa diferencijalnim kondenzatorom. Prema specifikacijama proizvođača osjetljivost senzora iznosi $\pm 10 \text{ G}$ ($1 \text{ G} = 9,81 \text{ m/s}^2$), točnost mjerenja iznosi 10 mG , a rezolucija mjerenja, odnosno najmanji dio mjerne skale približno iznosi 3 mG (109). Napajanje senzora vrši se istosmjernom strujom iz baterije napona 9V .

Senzor je u mogućnosti mjeriti promjenu akceleracije u sve tri osi (X, Y i Z). Međutim, one se svojom orijentacijom tijekom mjerenja ne podudaraju s prostornim osima. Mjerne osi, odnosno mjerni kanali (CH) senzora prikazani su na slici 6.

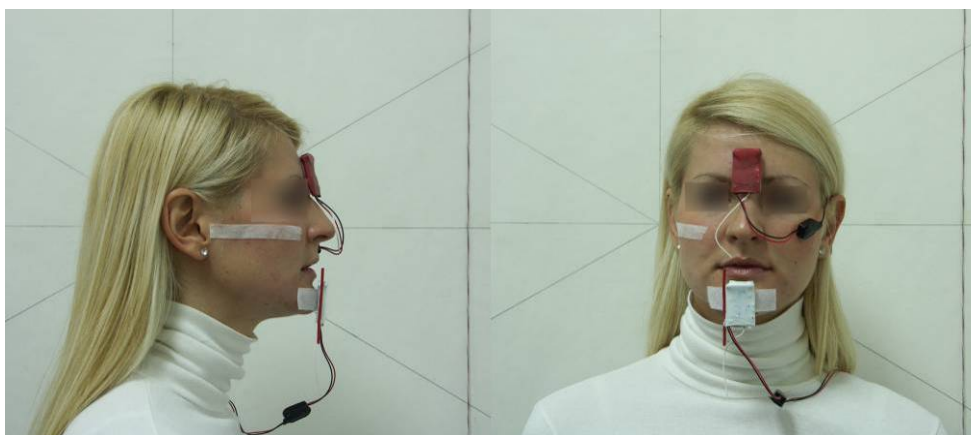


Slika 6. Prikaz mjernih osi akcelerometrijskog senzora. Preuzeto iz (109).

3.2.1. Priprema ispitanika i standardizacija mjerenja

Prije postupka mjerenja, ispitanici su bili detaljno upoznati s kretnjama koje će morati izvoditi tijekom mjerenja. Akcelerometrijski su senzori bili učvršćeni na kožu pomoću Velcro® samoljepljive trake (3M, St.Paul, Minnesota, SAD) koja je jednostavna i pouzdana za primjenu u akcelerometrijskim istraživanjima (110). Jedan senzor bio je fiksiran na glavu, odnosno čelo, iznad kefalometrijske točke glabela, a drugi je bio fiksiran na donju čeljust i to na kefalometrijsku točku pogonion. Senzori su u nultom položaju mjerenja bili orijentirani tako da je prvi mjerni kanal (CH1) približno paralelan s kranio-kaudalnom osi, drugi mjerni kanal (CH2) s latero-lateralnom, a treći mjerni (CH3) kanal s antero-posteriornom osi.

Samoljepljivom medicinskom trakom širine 1 cm na desnoj strani lica označena je Camperova linija (tragus – alae nasi) koja je morala biti paralelna i u istoj razini s horizontalnom linijom nacrtanom na panou iza ispitanika te okomita na apsolutnu vertikalu označenu na panou pomoću viska. Prikaz ispitanika pripremljenog za postupak mjerenja prikazan je na slici 7.



Slika 7. Prikaz ispitanika pripremljenog za mjerenje, iz profila i sprijeda.

Oba su senzora u svrhu zaštite njihovih elektroničkih komponenti od dodirnog statičkog elektriciteta i lakšeg rukovanja bila uklopljena u termoplastične cjevaste navlake. Osim navedenog, s bočne strane akcelerometrijskog senzora učvršćenog na bradu zalijepljena je crvena plastična cjevčica, promjera 3 mm i dužine 70 mm čija svrha je bila lakše mjerenje kuta nagiba senzora tijekom ciklusa otvaranja-zatvaranja usta (*vide ante*).

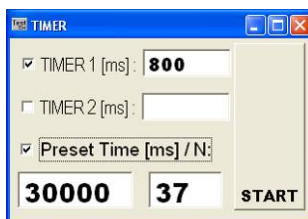
Ispitanici su tijekom mjerenja sjedili ispred panoa u stolici podesivoj po visini s potporom za lumbosakralni dio kralježnice. Bili su okrenuti bočno, a udaljenost između lijevog ramena ispitanika i panoa iznosila je oko 3 cm. U svrhu točnog

mjerenja kuta nagiba senzora u svakom dijelu kretnje otvaranja-zatvaranja usta, cijeli se postupak mjerenja snimao digitalnom foto-video kamerom koja je bila učvršćena na stativ. Kamera je bila udaljena točno 180 cm od panoa i 130 cm od poda. U svim mjerenjima sniman je desni profil ispitanika.

Ispitanici su za vrijeme mjerenja morali izvoditi kretnju otvaranja-zatvaranja usta unaprijed određenim tempom. Zadana je frekvencija od 1,25 Hz, odnosno 75 ciklusa otvaranja-zatvaranja u minuti jer se upravo ta frekvencija smatra najbližom frekvencijom fiziološkim aktivnostima (111). Ciklus otvaranja-zatvaranja usta odvijao se od položaja maksimalne interkuspidacije do položaja maksimalnog voljnog otvaranja i natrag u položaj maksimalne interkuspidacije.

S obzirom na zadanu frekvenciju, predviđeno trajanje jednog ciklusa otvaranja-zatvaranja (vrijeme između dva postizanja položaja maksimalne interkuspidacije) iznosilo je 800 ms. Ispitanicima je frekvencija kretnje, odnosno ritam, zadavan uz pomoć zvučnog signala dobivenog računalnim programom nazvanim „TIMER“ (Institut Ruđer Bošković, Zagreb, Hrvatska).

U dijaloškom okviru programa moglo se proizvoljno zadati vremenski odsječak u kojem će se pojavljivati zvučni signal (u ms) i ukupno trajanje jedne zvučne reprodukcije (u ms) i/ili ukupan broj zvučnih signala u jednoj reprodukciji. Dijaloški okvir računalnog programa „TIMER“ prikazan je na slici 8.



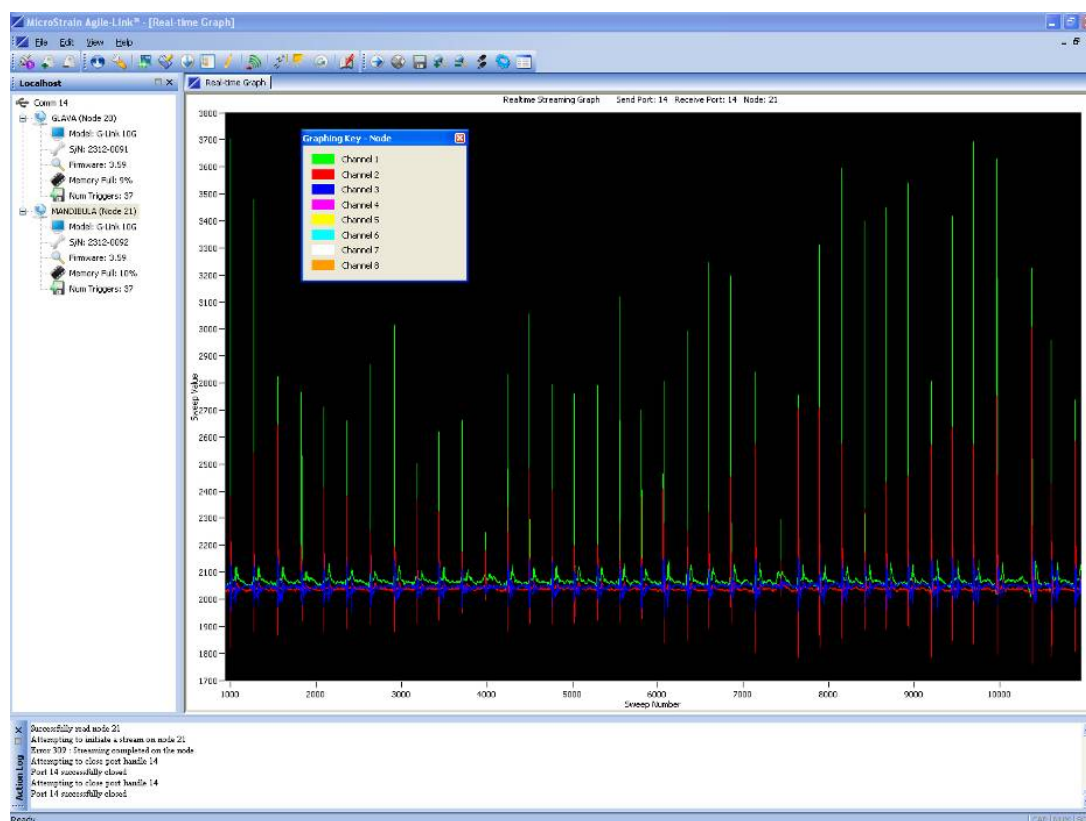
Slika 8. Dijaloški okvir računalnog programa „TIMER“. Zadana je učestalost pojavljivanja zvučnog signala svakih 800 ms (odgovara frekvenciji od 1,25 Hz), ukupno trajanje reprodukcije od 30000 ms (odgovara reproduciranju 37 zvučnih signala svakih 800 ms).

Ispitanik je neposredno prije početka snimanja uvježbao izvođenje ciklusa otvaranja-zatvaranja usta u ritmu koji mu je bio zadan i to na način da se zvuk koji nastaje pri interkuspidaciji na kraju faze zatvaranja morao podudarati sa zvukom koji se dobivao uz pomoć računalnog programa „TIMER“. Tek kad je ispitanik svladao izvođenje kretnje otvaranja-zatvaranja usta u zadanom ritmu, pristupilo se mjerenju i snimanju.

Na početku mjerenja prvo se pustio zvučni signal, a nakon nekoliko ciklusa otvaranja-zatvaranja na video kameri je uključeno snimanje. Točno tri sekunde nakon početka video snimanja, započeto je mjerenje promjena ubrzanja donje čeljusti pomoću akcelerometrijskih senzora i pripadajućeg računalnog programa Agile-LinkTM.

3.2.2. Računalni program Agile-Link™ i postupak mjerenja

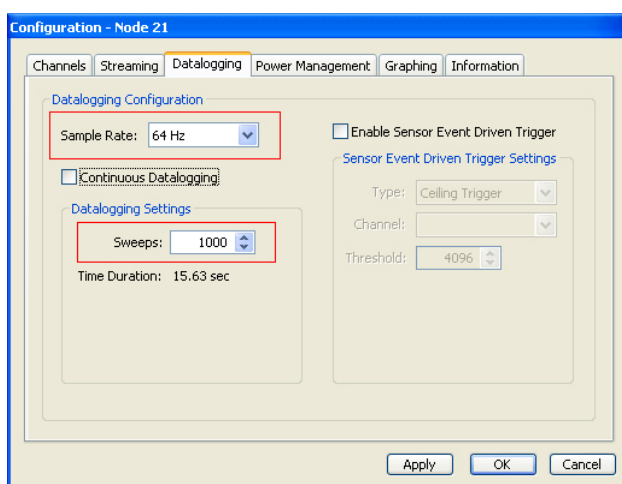
Računalni program Agile-Link™ dio je hardversko – softverskog paketa tvrtke MicroStrain Inc iz Willistonea, Sjedinjene Američke Države. Cjeloviti paket sadrži dva bežična G-Link™ akcelerometrijska senzora osjetljivosti ± 10 G, baznu stanicu i pripadajući računalni program. Bazna stanica omogućuje bežičnu komunikaciju i prijenos podataka sa senzora u računalni program za obradu, a spaja se na USB sučelje osobnog računala. U ovom je istraživanju korištena verzija 1.3.9. programa Agile-Link™. Sva podešavanja senzora i njihova prilagodba za mjerenje izvodi se isključivo pomoću navedenog programa. Izgled glavnog prozora programa Agile-Link™ prikazan je na slici 9.



Slika 9. Izgled glavnog prozora programa Agile-Link™.

U lijevom su stupcu prikazane informacije o baznoj stanici koja je spojena (*Comm 14*) i o dva senzora koja komuniciraju s tom baznom stanicom (*Node 20* i *Node 21*). *Node 20* označavao je akcelerometrijski senzor pričvršćen na glavu, a *Node 21* senzor pričvršćen na donju čeljust. U glavnom dijelu prozora prikazan je graf rezultata mjerenja u realnom vremenu dobivenih sa senzora postavljenog na donju čeljust.

Prije početka mjerenja, bilo je potrebno za svaki senzor podesiti parametre mjerenja. Iz kontekstualnog izbornika svakog senzora odabirom opcije „*Configure*“ dobije se dijaloški okvir „*Configuration*“ koji sadrži nekoliko izborničkih kartica. U kartici „*Datalogging*“ vrši se podešavanje parametara mjerenja. Za ovo je istraživanje odabrana frekvencija uzorkovanja (enlg. *sample rate*) od 64 Hz i količina od 1000 mjernih točaka (engl. *sweeps*). Iz navedenih vrijednosti proizlazi da trajanje jednog mjerenja iznosi 15,63 sekundi. Dijaloški okvir „*Configure*“ s postavkama mjerenja prikazan je na slici 10.



Slika 10. Prikaz dijaloškog okvira „*Configuration*“ s odabirom postavki mjerenja.

3.2.3. Kalibracija senzora

Akcelerometrijska mjerenja sa senzora pohranjuju se pomoću programa Agile-Link™ na osobno računalo u obliku Microsoft Office Excel datoteka (XLS). Unutar svake datoteke navedene su informacije o mjerenju (oznaka senzora, frekvencija uzorkovanja, broj mjerenja, jedinstvena oznaka mjerenja itd.). Mjerni su podatci, uz vrijeme mjerenja u ms, navedeni u stupcima za svaki mjerni kanal, odnosno os zasebno. Radi protočnosti podataka kroz mjerni sustav, izmjerene vrijednosti prikazane se u tzv. akcelerometrijskim bitovima koji nemaju nikakvu mjernu jedinicu. Da bi se izvršilo prevođenje akcelerometrijskih bitova u vrijednosti akceleracija iskazanih u m/s^2 , potrebno je izvršiti kalibraciju senzora.

Kalibracija se vrši točno određenim postupkom kojeg je propisao proizvođač (107). Svaki je senzor potrebno polako rotirati kroz polje ubrzanja Zemljine gravitacije ($1\text{ G} = 9,81\text{ m/s}^2$) i tako za svaku mjernu os. Time se u svakoj osi izmjere vrijednosti koje odgovaraju stanju kad na nju djeluje polje ubrzanja Zemljine gravitacije u pozitivnom (+1 G) i negativom smjeru (-1 G). U postupku kalibracije potrebno je zabilježiti minimalne i maksimalne vrijednosti očitavanja sa senzora za svaku os.

Količina akcelerometrijskih bitova koja odgovara vrijednosti 1 G naziva se akcelerometrijski *gain* i računa se na način da se razlika između maksimalne i minimalne izmjerene vrijednosti podijeli s dva. Akcelerometrijski *offset*, odnosno relativna nulta točka mjerenja računa se na način da se zbroj maksimalne i minimalne vrijednosti podijeli s dva. Poznavajući ove dvije vrijednosti, možemo izračunati

izmjerenu akceleraciju iskazanu u fizikalnim veličinama. Formula za izračunavanje akceleracije u m/s^2 glasi:

$$akceleracija = \frac{AkcelerometrijskiBitovi - AkcelerometrijskiOffset}{AkcelerometrijskiGain} * 9,81m/s^2$$

Vrijednosti akcelerometrijskog *gain*-a i akcelerometrijskog *offset*-a navedene su u tablici 1.

Tablica 1. Vrijednosti akcelerometrijskog *gain*-a i akcelerometrijskog *offset*-a

SENZOR	KANAL	GAIN	OFFSET
GLAVA	CH1	162,5	2047,5
	CH2	162,5	2067,5
	CH3	180,0	1760,0
DONJA ČELJUST	CH1	170,0	1905,0
	CH2	160,0	2015,0
	CH3	162,5	2042,5

3.2.4. Kriterij ispravnosti mjerenja

Za ispravnost postupka mjerenja promjena akceleracije tijekom kretnje otvaranja-zatvaranja usta od najveće je važnosti bilo da ispitanik cijelo vrijeme mjerenja drži glavu mirno. U tu se svrhu koristio akcelerometrijski senzor pričvršćen na čelo. Nakon svakog mjerenja, a prije pohranjivanja podataka o mjerenju, pregledavali su se mjerni podatci dobiveni sa akcelerometrijskog senzora na čelu. Ukoliko je za bilo koji od tri mjerna kanala razlika između maksimalne i minimalne izmjerene vrijednosti iznosila više od 160 akcelerometrijskih bitova, to je značilo da je tijekom mjerenja došlo do određenog pomaka glave koji je mogao utjecati na točnost mjerenja. Takvo je mjerenje bilo ponovljeno. U sedam slučajeva bilo je potrebno ponoviti mjerenja.

Podatci dobiveni uspješnim mjerenjem za svakog ispitanika pohranjivani su na osobnom računalu u zasebnu Microsoft Office Excel datoteku (XLS).

3.2.5. Dobivanje stvarnih vrijednosti vertikalne akceleracije i brzine

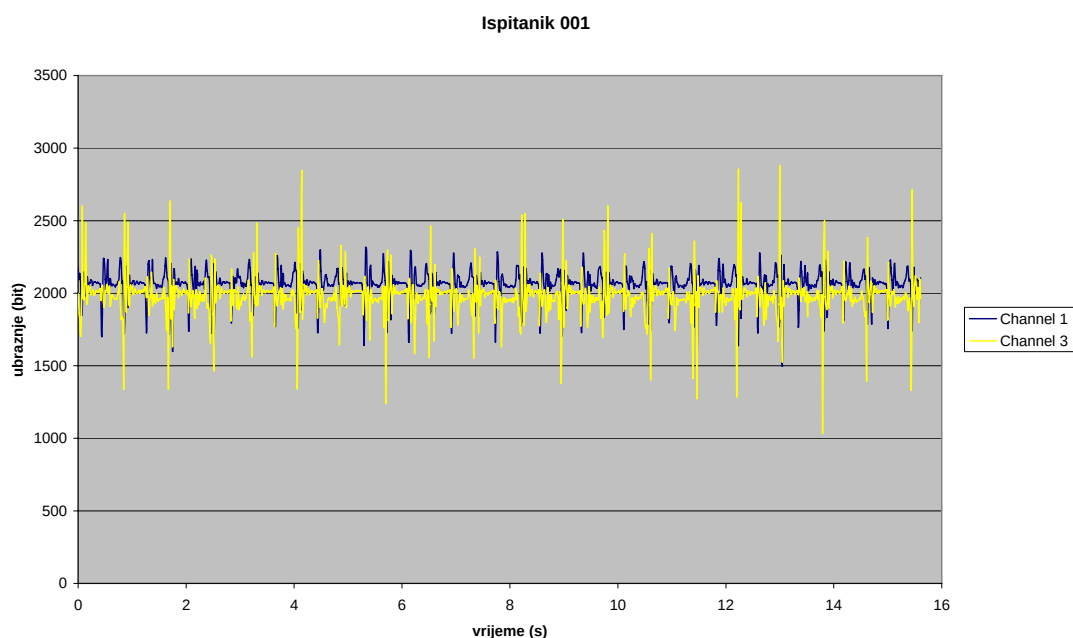
S obzirom na činjenicu da se akcelerometrijski senzor cijelo vrijeme djelovanja nalazio u polju djelovanja ubrzanja Zemljine gravitacije, bilo je potrebno iz podataka mjerenja ukloniti njezin udio u izmjeranim vrijednostima. Utjecaj ubrzanja Zemljine gravitacije na izmjerene vrijednosti, promatrano u sagitalnoj ravnini, ovisio je kutu nagiba senzora prema horizontali. U toj su ravnini značajna samo mjerenja senzora na kanalu 1 usmjerenom kranio-kaudalno i kanalu 3 usmjerenom antero-posteriorno. Na slici 11 prikazan je položaj i nagib senzora u položaju maksimalne interkuspidacije na početku kretnje i u položaju maksimalno otvorenih usta na kraju kretnje.



Slika 11. Položaj i nagib senzora u početnoj i završnoj točki kretnje.

3.2.5.1 Analiza sirovih akcelerometrijskih podataka

Grafički prikaz sirovih akcelerometrijskih podataka prikazan je na slici 12, a radi preglednosti su izostavljeni podatci izmjereni na kanalu 2 senzora koji je usmjeren latero-lateralno. Vizualnom analizom grafičkog prikaza odabrano je pet uzastopnih najpravilnijih i međusobno što sličnijih ciklusa otvaranja-zatvaranja usta. Tih pet ciklusa bit će podvrgnuti daljnjoj obradi i analizi na način koji je prikazan u tekstu koji slijedi.



Slika 12. Grafički prikaz sirovih akcelerometrijskih podataka.

Početak prvog ciklusa otvaranja-zatvaranja lako se mogao odrediti pomoću vremenskog slijeda akcelerometrijskog mjerenja. Tom je vremenu dodano vrijeme od 3 sekunde koliko je iznosila vremenska razlika između početka video snimanja i

akcelerometrijskog mjerenja. Pomoću tog podatka određivao se točan početak istog tog ciklusa otvaranja-zatvaranja na video zapisu.

3.2.5.2 Obrada video zapisa

Video snimanje postupka mjerenja vršeno je foto-video kamerom Minolta Dimage (Konica Minolta Holdings Inc, Osaka, Japan). Dobiveni video zapisi bili su razlučivost 544 x 408 točaka, sadržavali su 30 sličica u jednoj sekundi i bili pohranjeni na računalo u QuickTime formatu (MOV). Filmovi su nakon toga pomoću računalnog programa MOV to AVI MPEG WMV Converter v 3.0.6. (Aone Software Inc, SAD) prevedeni iz QuickTime formata (MOV) u tzv. AVI format (AVI). Tako dobiveni video zapisi mogu se dalje računalno obrađivati i analizirati.

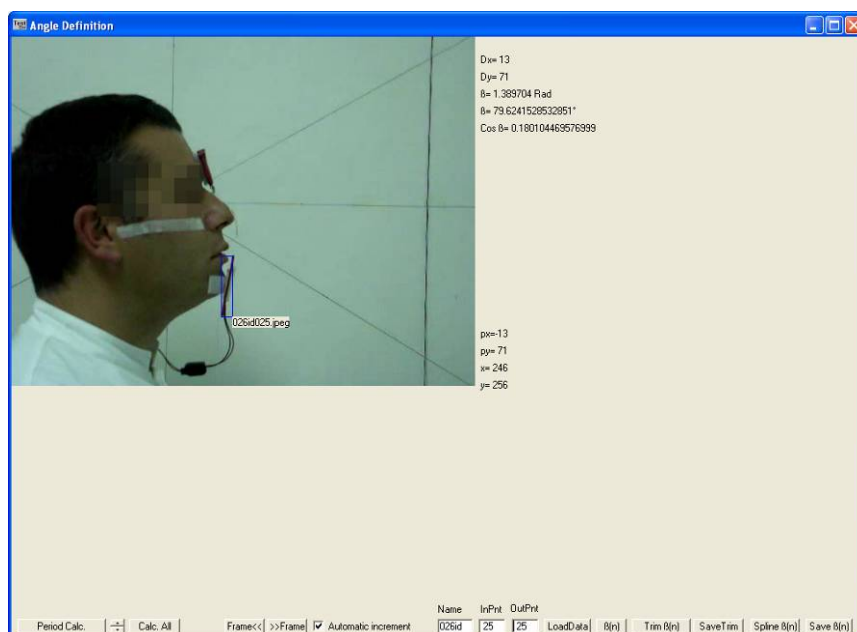
Pripremljeni video zapis u AVI formatu učitani je u besplatni, javno dostupni (engl. *freeware*) računalni program za obradu video zapisa VirtualDub v 1.4c autora Avery Leea. Pomoću podatka iz prethodnog koraka o vremenu početka prvog od odabranih pet uzastopnih ciklusa otvaranja-zatvaranja, unutar programa VirtualDub na vremenskoj traci video zapisa postavljena je tzv. *start offset* oznaka. Na kraju petog ciklusa otvaranja-zatvaranja postavljena je tzv. *end offset* oznaka. Između tih dvaju oznaka na vremenskoj traci video zapisa, nalazio se video isječak koji je sadržavao istih onih pet ciklusa otvaranja-zatvaranja koji su odabrani u prethodnom koraku. Nakon toga, slijedio je proces izvoza svake sličice odabranog video isječka u obliku zasebne slike, odnosno slikovne datoteke JPEG formata, odabirom opcije „*Save Image Sequence*“ iz padajućeg izbornika „*File*“ programa VirtualDub.

Uzevši u obzir zadanu frekvenciju ciklusa (1,25 Hz) lako se može izračunati da pet uzastopnih ciklusa otvaranja-zatvaranja traje približno 4 sekunde. Budući da video zapis ima 30 sličica u jednoj sekundi, ukupni broj slikovnih datoteka koje prikazuju pet uzastopnih ciklusa otvaranja-zatvaranja iznosio je oko 120.

Dobivene slikovne datoteke podvrgnute su daljnjoj analizi sa svrhom mjerenja točnog kuta nagiba senzora tijekom otvaranja i zatvaranja čeljusti.

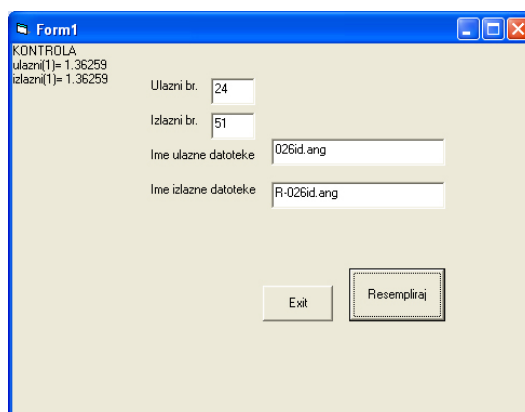
3.2.5.3 Mjerenje kuta nagiba (β) akcelerometrijskog senzora

Mjerenje kuta (β) nagiba akcelerometrijskog senzora promatrano u sagitalnoj ravnini vršeno je u računalnom programu Acceleratopref (Institut Ruđer Bošković, Zagreb, Hrvatska) odabirom opcije „*Angle Definition*“. Program je automatski učitavao slijed JPEG datoteka, odnosno slika, dobivenih u prethodnom koraku. Mjerenje kuta radilo se na svakoj slici na način da se pokazivač miša pozicionirao na gornju i donju krajnju točku crvene, plastične cjevčice koja je bila zalijepljena na bočnu stranu akcelerometrijskog senzora. Nakon mjerenja kuta na posljednjoj slici u nizu, pritiskom na gumb „*Save (β)*“ dobivala se datoteka koja se sadržavala vrijednosti kuta izražene u radijanimima.



Slika 13. Radni prozor računalnog programa Acceleratopref

Budući da se mjerenjem kuta u jednoj sekundi video zapisa moglo dobiti 30 izmjerenih vrijednosti, a akcelerometrijskim mjerenjem 64 izmjerene vrijednosti također u jednoj sekundi, bilo je potrebno izvršiti matematičko povećanje broja izmjerenih vrijednosti kuta β sa 30 na 64 vrijednosti u jednoj sekundi. Ili točnije, vršilo se povećanje broja izmjerenih vrijednosti kuta za svaki pojedini ciklus, na odgovarajući broj točaka s obzirom na pripadajuća akcelerometrijska mjerenja za isti taj ciklus. Čimbenik uvećanja iznosio je 2,13. Matematička metoda rabljena u tu svrhu bila je linearna interpolacija točaka na sinusoidnoj krivulji, a vršena je pomoću računalnog programa „*Resampling*“ (Institut Ruđer Bošković, Zagreb, Hrvatska) čiji je radni prozor prikazan na slici 14.



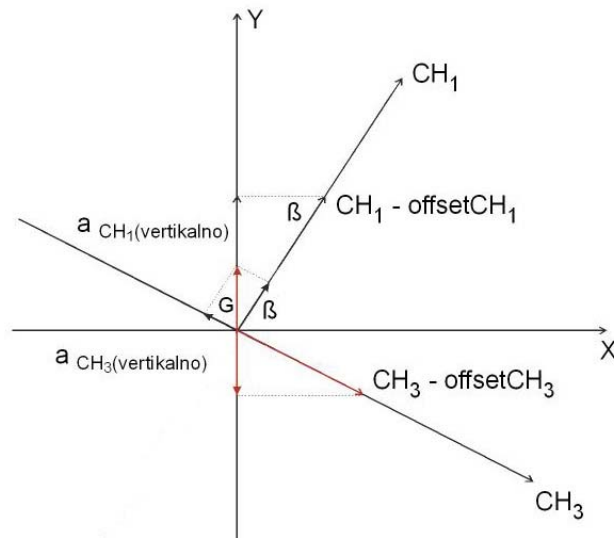
Slika 14. Prikaz radnog prozora programa „*Resampling*“

Zadavanjem ulaznih i izlaznih parametara dobivala se datoteka koja je sadržavala veću količinu vrijednosti kuta β tako da se svakoj izmjerenoj akcelerometrijskog točki mogla pridružiti odgovarajuća vrijednost kuta β .

Svi računalni programi korišteni u istraživanju (osim programa Agile-Link, Virtual Dub i MOVtoAVI) razvijeni su u Institutu Ruđer Bošković, Zagreb, Hrvatska.

3.2.5.4 Prostorna korekcija izmjerenih akcelerometrijskih vrijednosti u sagitalnoj ravnini

Budući da se tijekom mjerenja osi akcelerometrijskih senzora nisu podudarale s prostornim osima, bilo je potrebno izvršiti korekciju izmjerenih vrijednosti akceleracije s obzirom na promjene položaja (nagiba) senzora tijekom mjerenja. Pri izračunu se uzimalo u obzir samo mjerni kanal 1 i mjerni kanal 3 budući da oni, promatrano u sagitalnoj ravnini, mjere parametre bitne za ovo istraživanje (Slika 15).



Slika 15. Shematski prikaz mjernih kanala 1 i 3 promatrano u sagitalnoj ravni u odnosu na apsolutni koordinatni sustav (x i y os Zemlje)

Osim toga, iz mjerenja je trebalo ukloniti utjecaj polja Zemljine gravitacije. Za tu je svrhu bilo potrebno odrediti vrijednosti kuta β iz prethodnog koraka. Stvarna vertikalna komponenta akceleracije [$a_{CH1(vert)}$] za mjerni kanal 1 izračunavala se pomoću sljedeće formule:

$$a_{CH1(vert)} = \left(\frac{\text{AkcelerometrijskiBitovi} - \text{AkcelerometrijskiOffset}}{\text{AkcelerometrijskiGain}} * 9,81m/s^2 \right) * \sin \beta$$

Odnosno, za mjerni kanal 3, formula za izračun vertikalne komponente akceleracije [$a_{CH3(vert)}$] glasi:

$$a_{CH3(vert)} = \left(\frac{\text{AkcelerometrijskiBitovi} - \text{AkcelerometrijskiOffset}}{\text{AkcelerometrijskiGain}} * 9,81m/s^2 \right) * \cos \beta$$

Da bi se izračunala rezultanta vertikalna akceleracija u sagitalnoj ravnini, primjenjivala se sljedeća formula:

$$a = a_{CH1(vert)} - a_{CH3(vert)} - 9.81m / s^2$$

Pomoću navedenog postupka izračunane su rezultante, odnosno, ukupne akceleracije u vertikalnoj osi za svaku vremensku točku svih pet ciklusa otvaranja-zatvaranja čeljusti.

Na temelju tako dobivenih vrijednosti, moglo se pristupiti izračunu brzina koje se postižu tijekom ciklusa otvaranja-zatvaranja čeljusti.

3.2.5.5 *Izračun stvarne vertikalne brzine otvaranja-zatvaranja čeljusti*

Izračun stvarne vertikalne brzine otvaranja-zatvaranja čeljusti vršio se metodom adaptivnog integriranja rezultanti vertikalnih akceleracija. To je matematički postupak koji vodi računa o rubnim uvjetima svakog ciklusa tj. o stvarnim nulama brzine na početku i kraju svakog ciklusa te unutar pojedinog ciklusa („mirovanje“ čeljusti na kraju ciklusa otvaranja). Adaptacija, odnosno prilagodba integriranja bila je nužna zbog neminovnih unutarnjih grešaka mjernog sustava kao i malih slučajnih poremećaja iz okoline tijekom mjerenja. Te greške i poremećaji se integriranjem kumuliraju tako da je bilo neophodno izvršiti diskretnu postupnu korekciju akcelerometrijskih *offseta*. Radi lakšeg prikaza i interpretacije dobivenih rezultata, vrijednosti brzina su nakon integriranja pretvorene iz m/s u cm/s množenjem s brojem 100.

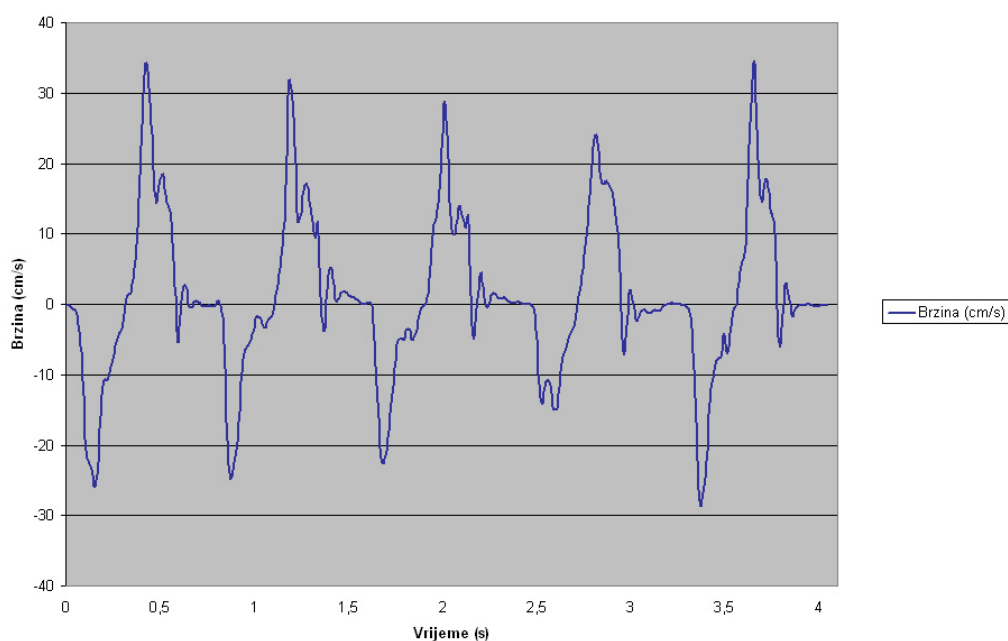
Važno je napomenuti da predznake ispred vrijednosti rezultanti vertikalnih akceleracija treba tumačiti ovisno o smjeru kretanja čeljusti u trenutku promatranja. Tako, na primjer, negativan predznak ubrzanja na početku ciklusa otvaranja jednostavno pokazuje ubrzanje otvaranja čeljusti prema dolje dok postupni prijelaz u pozitivno ubrzanje zapravo govori o početku usporavanja otvaranja. Na grafičkom prikazu dobivenih vrijednosti brzina može se točno razaznati dvije faze ciklusa otvaranja-zatvaranja čeljusti, fazu otvaranja i fazu zatvaranja. Tijekom faze otvaranja, odnosno kretnje čeljusti prema dolje, vrijednosti brzina imaju negativan predznak dok vrijednost akceleracije prelazi iz negativne u pozitivnu.

Grafički prikaz izgleda krivulje brzine prikazan je na slici 15. Jasno se mogu raspoznati faze otvaranja, faze zatvaranja, te maksimalne vrijednosti brzina otvaranja i zatvaranja u svakom od pet ciklusa (v1-otv, v2-otv, v3-otv, v4-otv, v5-otv, v1-zatv, v2-zatv, v3-zatv, v4-zatv, v5-zatv). Upravo su te maksimalne vrijednosti brzina otvaranja i zatvaranja čeljusti uzete kao varijable za statističku obradu.

3.2.6. Ostale varijable

Osim toga, kao podatci za statističku obradu uzeti su i vremenski intervali (u sekundama) koji su izračunati kao razlika vremena proteklog između postizanja svake od maksimalnih brzina otvaranja i zatvaranja. Ukupno su izračunana četiri vremenska intervala za faze otvaranja (TO1, TO2, TO3, TO4) te četiri vremenska intervala za faze zatvaranja (TZ1, TZ2, TZ3, TZ4). Primjerice, TO1 je vremenski interval, odnosno, vrijeme proteklo između postizanja v1-otv i v2-otv. Budući da je su ispitanici tijekom mjerenja trebali slijediti frekvenciju izvođenja kretnje otvaranje-

zatvaranje od 1,25 Hz, to znači da bi „idealni“ ciklus trebao trajati 0,8 sekundi. Odnosno, navedeni vremenski intervali trebali bi težiti vrijednosti od 0,8 sekundi, a njihova odstupanja od „idealnog“ ciklusa neizravan su pokazatelj neuromuskularne usklađenosti zdravog žvačnoga sustava.



Slika 16. Grafički prikaz krivulje brzine za pet uzastopnih ciklusa otvaranja-zatvaranja čeljusti

Kako bi se, poštujući zakone dinamike, mogao ispitati utjecaj veličine vertikalne kretnje na postignute brzine tijekom ciklusa otvaranja-zatvaranja, svim su ispitanicima prije akcelerometrijskog mjerenja, koristeći DKI/TMP protokol (112), izmjerene sljedeće varijable: neasistirano otvaranje usta bez boli, maksimalno neasistirano otvaranje, maksimalno asistirano otvaranje te vertikalni prijeklop sjekutića.

3.3. Statistički postupci

Statistička analiza napravljena je pomoću statističkog softvera SPSS 10.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, SAD) s razinom značajnosti $p < 0.05$. Normalnost distribucije kontinuiranih varijabli provjerena je Shapiro – Wilkovim testom, a homogenost varijanci Leveneovim testom. Za analizu razlika između spolova korišteni su Mann – Whitney test kada podatci nisu bili normalno distribuirani, a t-test za nezavisne uzorke kada su podatci bili normalno distribuirani.

Za ispitivanje mogućeg utjecaja kovarijati na razlike u prosječnim vrijednostima kretnji donje čeljusti između muškaraca i žena rađena je analiza kovarijance (ANCOVA). Logistička regresija je rađena da bi se ustanovila korelacija između iznosa kretnji donje čeljusti i spola. Za procjenu statističke značajnosti regresijskih koeficijenata u modelu rađen je Likelihood ratio test, a prediktorske varijable su izabrane backward metodom. Omjeri rizika sa 95% intervalima pouzdanosti korišteni su za izražavanje povezanosti između pojedinog spola i iznosa kretnji donje čeljusti. Za ispitivanje korelacija između pojedinih normalno distribuiranih varijabli rađena je Pearsonova korelacija, a za one koje nisu bile normalno distribuirane Spearmanova.

Procedure mješovite jedno-, dvo- i trofaktorske analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela sa Sidakovom korekcijom korištene su za ispitivanje razlika između ciklusa ponovljenih mjerenja brzine otvaranja i zatvaranja usta te vremena intervala ciklusa uzimajući u obzir efekte ciklusa, spola i iznosa.

Sfericitet podataka parova varijabli provjeren je Mauchlyjevim testom. Za slučajeve s narušenim sfericitetom korištene su Greenhouse – Geisserove korekcije stupnjeva slobode povezane s F-vrijednosti.

Pouzdanost metode odnosno apsolutno podudaranje u dobivenim vrijednostima brzine otvaranja i zatvaranja usta te vremenskom intervalu između ciklusa otvaranja odnosno zatvaranja usta procijenjena je intraklasnim korelacijskim koeficijentom (ICC).

Shapiro – Wilkov test je ukazao da je većina ispitivanih parametara bila normalno distribuirana, a Leveneov test je potvrdio homogenost varijanci te su uglavnom korišteni testovi parametarske statistike. Dob i vertikalni prijeklop (OB) nisu bili normalno distribuirani, a normalitet nije bilo moguće postići niti nakon logaritamske, recipročne ni korijenske transformacije. Stoga su za analize ovih varijabli korištene metode neparametarske statistike.

4.1. Analiza brzina i iznosa kretnji donje čeljusti

Tablica 2. Deskriptivna statistika i raščlamba spolnih razlika za varijable dob, prosječna brzina otvaranja (OTV_MEAN), prosječna brzina zatvaranja (ZATV_MEAN) i neasistirano otvaranje bez boli

	Spol	N	Prosjeak	SD	95% CI	p
dob	muški	16	29.9	4.6	27.5 -32.4	
	ženski	12	25.8	4.3	23.1 -28.6	
	ukupno	28	28.2	4.9	26.3 -30.1	0.007 [#]
OTV_MEAN	muški	16	28.1336	2.4183	26.8450-29.4222	
	ženski	12	26.6954	2.3985	25.1715-28.2194	
	ukupno	28	27.5172	2.4735	26.5581-28.4764	0.130*
ZATV_MEAN	muški	16	34.1152	1.6371	33.2428-34.9876	
	ženski	12	34.2018	2.5018	32.6122-35.7913	
	ukupno	28	34.1523	2.0102	33.3728-34.9318	0.913*
neasistirano otvaranje bez boli (mm)	muški	16	52.6	5.6	49.6 -55.5	
	ženski	12	49.0	7.5	44.3 -53.7	
	ukupno	28	51.0	6.6	48.5 -53.6	0.160*

* t-test za nezavisne uzorke. [#] Mann – Whitney test

Tablica 3. Deskriptivna statistika i raščlamba spolnih razlika za varijable dob, prosječna brzina otvaranja (OTV_MEAN), prosječna brzina zatvaranja (ZATV_MEAN) i neasistirano otvaranje bez boli

	Spol	N	Prosjeak	SD	95% CI	p
maksimalno	muški	16	58.5	6.8	54.9 -62.1	
neasistirano	ženski	12	53.3	6.3	49.3 -57.2	
otvaranje (mm)	ukupno	28	56.3	7.0	53.6 -59.0	0.046*
maksimalno	muški	16	59.9	6.9	56.3 -63.6	
asistirano	ženski	12	55.9	6.6	51.7 -60.1	
otvaranje (mm)	ukupno	28	58.2	7.0	55.5 -60.9	0.133*
vertikalni	muški	16	3.8	2.0	2.7 -4.9	
prijeklop	ženski	12	4.1	1.0	3.5 -4.7	
	ukupno	28	3.9	1.6	3.3 -4.6	0.371 [#]

* t-test za nezavisne uzorke. [#] Mann – Whitney test

Prosječne vrijednosti brzine otvaranja i zatvaranja usta prikazane su u tablicama 2 i 3, a razlike među spolovima nisu statistički značajne. Prosječna brzina otvaranja usta u našem uzorku iznosi 27.5172 ± 2.4735 cm/s, a temeljem 95% intervala pozdanosti može se zaključiti da se u zdravoj populaciji dobi 23-28 godina nalazi u rasponu 26.5581-28.4764 cm/s. Prosječna brzina zatvaranja usta je 34.1523 ± 2.0102 cm/s (95% CI: 33.3728-34.9318 cm/s).

T-test i Mann-Whitney test te logistička regresija su dokazale da između spolova postoje signifikantne razlike samo u dobi i maksimalnom neasistiranom otvaranju usta. Muški ispitanici su prosječno stariji (OR 1.3, 95% CI: 1.03 – 1.6; $p=0.012$) i imaju veće vrijednosti maksimalnog neasistiranog otvaranja usta (OR 1.2, 95% CI 1 - 1.4; $p=0.026$). No iz logističke regresije je vidljivo da spolne razlike opisane pomoću dobi i maksimalnog neasistiranog otvaranja usta opisuju tek 30% varijabiliteta. Ostale razlike među spolovima nisu signifikantne.

Tablica 4. Rezultati logističke regresije za spolne razlike

		Regres.	Std.	Likelihood	Sig.	OR (95% Interval
		koefic.	greška	ratio test		pouzdanosti)
Spol-muški	Intercept	-14.701	5.641	9.684	0.002	
	Dob	0.236	0.107	6.261	0.012	1.3 (1.03 – 1.56)
	Max-notv	0.150	0.076	4.943	0.026	1.2 (1.00-1.35)
Cox and Snell pseudo $r^2 = 0.316$						

Tablica 5. Pearsonova korelacija između ispitivanih varijabli kretnji donje čeljusti kod žena

		neasistirano otvaranje bez boli	maksimalno neasistirano otvaranje	maksimalno asistirano otvaranje	prosječna brzina otvaranja	prosječna brzina zatvaranja
neasistirano	r	1	0.921	0.789	0.204	-0.01
otvaranje bez boli	p	.	<0.001	0.002	0.524	0.975
maksimalno neasistirano	r	0.921	1	0.926	0.24	-0.166
otvaranje	p	<0.001	.	<0.001	0.453	0.607
maksimalno asistirano	r	0.789	0.926	1	0.284	-0.267
otvaranje	p	0.002	<0.001	.	0.37	0.401
prosječna brzina otvaranja	r	0.204	0.24	0.284	1	0.352
	p	0.524	0.453	0.37	.	0.262
prosječna brzina zatvaranja	r	-0.01	-0.166	-0.267	0.352	1
	p	0.975	0.607	0.401	0.262	.

r – Pearsonov korelacijski koeficijent

Tablica 6. Pearsonova korelacija između ispitivanih varijabli kretnji donje čeljusti kod muškaraca

		neasistirano otv. bez boli	maksimalno neasistirano otvaranje	maksimalno asistirano otvaranje	prosječna brzina otvaranja	prosječna brzina zatvaranja
neasistirano	otv. r	1	0.905	0.894	-0.032	0.038
bez boli	p	.	<0.001	<0.001	0.905	0.89
maksimalno	r	0.905	1	0.996	-0.106	0.121
neasistirano	otv. r	0.905	1	0.996	-0.106	0.121
otvaranje	p	<0.001	.	<0.001	0.696	0.656
maksimalno	r	0.894	0.996	1	-0.11	0.13
asistirano	p	<0.001	<0.001	.	0.684	0.632
otvaranje	p	<0.001	<0.001	.	0.684	0.632
prosječna brzina	r	-0.032	-0.106	-0.11	1	0.276
otvaranja	p	0.905	0.696	0.684	.	0.3
prosječna brzina	r	0.038	0.121	0.13	0.276	1
zatvaranja	p	0.89	0.656	0.632	0.3	.

r – Pearsonov korelacijski koeficijent.

Pearsonova korelacija je ukazala da ne postoje statistički značajne linearne povezanosti između brzine kretnji donje čeljusti pri otvaranju i zatvaranju i

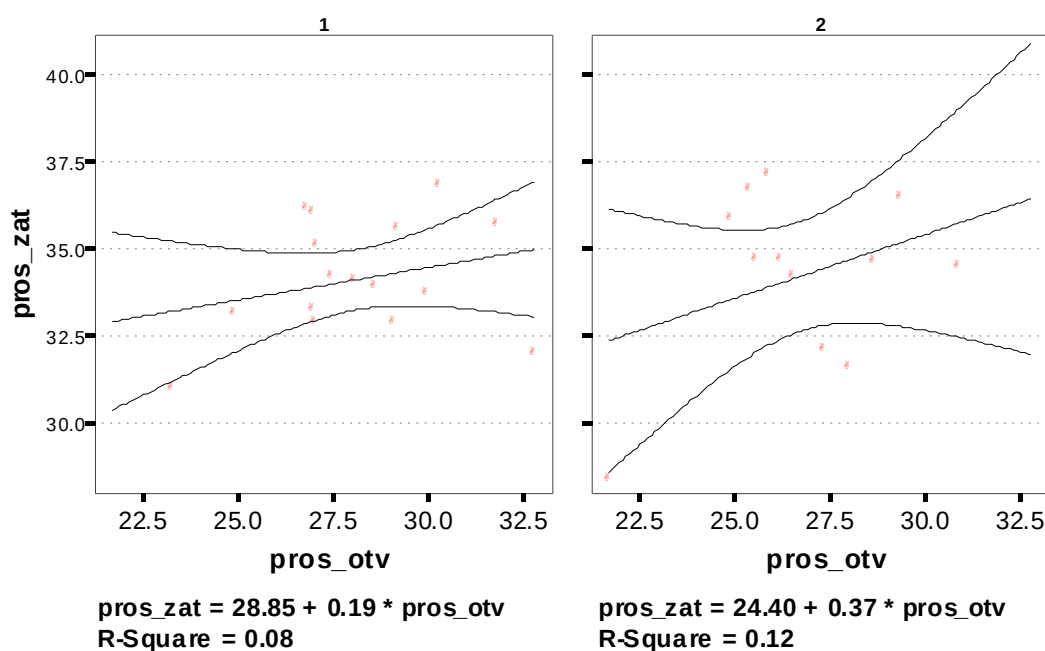
milimetarskog iznosa otvaranja usta niti kod muškaraca, niti kod žena. Očekivano su statistički značajne korelacije između neasistiranih i asistiranih iznosa otvaranja usta. Korelacije su linearne pozitivne i vrlo jake ($r=0.85-0.97$; $p<0.001$).

Kako dob i vertikalni prijeklop nisu bili normalno niti simetrično distribuirani za njihovu korelacijsku analizu s ostalim varijablama kretnji donje čeljusti korištena je Spearmanova rank korelacija.

Tablica 7. Spearmanova rank korelacija između dobi i vertikalnog prijeklopa i ispitivanih varijabli kretnji donje čeljusti po spolovima

		muški		ženski	
		dob	vertikalni prijeklop	dob	vertikalni prijeklop
dob	rho	1.000	0.066	1.000	0.285
	p	.	0.808	.	0.369
vertikalni prijeklop	rho	0.066	1.000	0.285	1.000
	p	0.808	.	0.369	.
prosječna brzina otvaranja	rho	0.181	-0.273	0.133	-0.422
	p	0.503	0.306	0.681	0.172
prosječna brzina zatvaranja	rho	-0.006	-0.230	0.334	0.222
	p	0.982	0.392	0.289	0.488
neasistirano otvaranje bez boli	rho	-0.504	-0.084	0.353	-0.291
	p	0.046	0.758	0.26	0.358
maksimalno neasistirano otvaranje	rho	-0.501	-0.169	0.188	-0.515
	p	0.048	0.531	0.558	0.087
maksimalno asistirano otvaranje	rho	-0.511	-0.190	-0.061	-0.641
	p	0.043	0.481	0.85	0.025

Korelacije po spolu pokazuju da dob u muškaraca signifikantno korelira s iznosom neasistiranih i asistiranog otvaranja usta (tablica 7). Kod žena vertikalni prijelom signifikantno korelira s maksimalnim asistiranim otvaranjem. Korelacija je linearna, negativna i umjerene jačine.



Slika 17. Dijagram raspršenja za odnos između prosječne brzine otvaranja i zatvaranja usta s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)

Iz ovog dijagrama raspršenja vidljivo je da ne postoji veza između prosječnih brzina otvaranja i zatvaranja usta niti kod muškaraca niti kod žena.

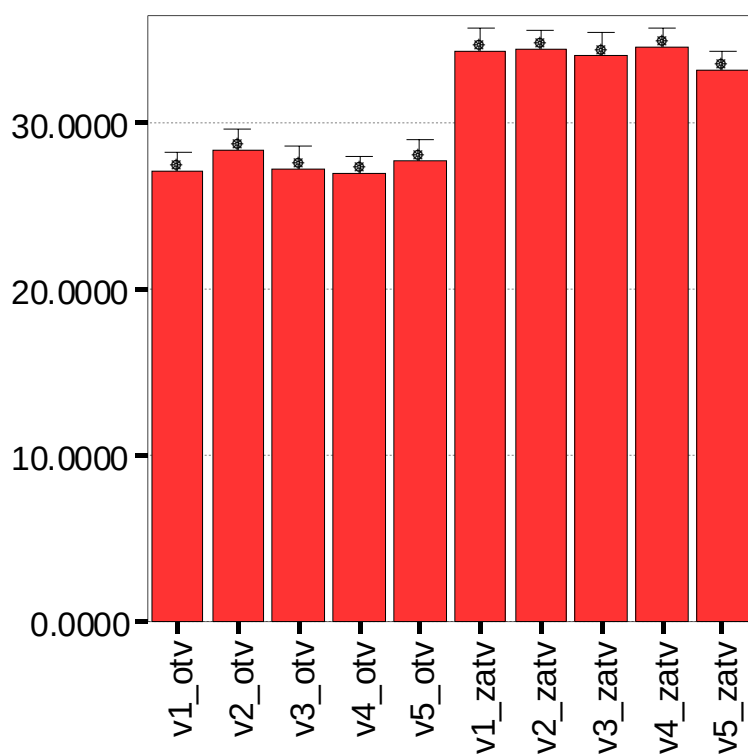
Za testiranje razlika između pojedinih ciklusa otvaranja te zatvaranja usta rabljena je procedura analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela sa Sidakovom korekcijom. Sfericitet podataka parova varijabli provjeren je

Mauchlyjevim testom. Za slučajeve s narušenim sfericitetom korištene su Greenhouse – Geisserove korekcije stupnjeva slobode povezane s F-vrijednosti.

Tablica 8. Deskriptivna statistika i rezultati analize varijanci ponovljenih mjerenja općeg linearnog modela za brzinu otvaranja i zatvaranja usta

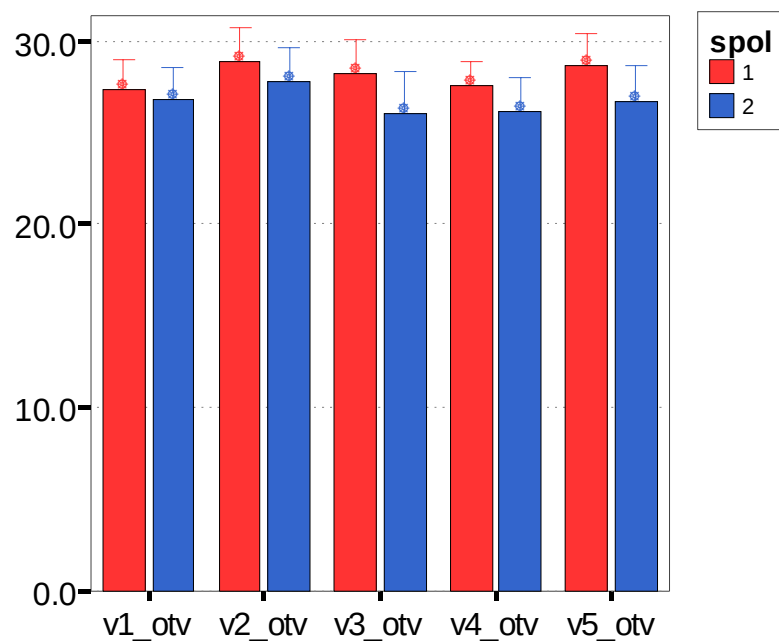
	Prosjek	SD	SE	95% CI	p
V1_OTV	27.121864	2.892104	0.547	26.000 - 28.243	
V2_OTV	28.411843	3.241601	0.613	27.155 - 29.669	
V3_OTV	27.277464	3.649438	0.690	25.862 - 28.693	
V4_OTV	26.978093	2.749854	0.520	25.912 - 28.044	
V5_OTV	27.796936	3.299571	0.624	26.517 - 29.076	0.110
V1_ZATV	34.355250	3.549979	0.671	32.979 - 35.732	
V2_ZATV	34.518511	2.859241	0.540	33.410 - 35.627	
V3_ZATV	34.114314	3.538231	0.669	32.742 - 35.486	
V4_ZATV	34.597911	3.043456	0.575	33.418 - 35.778	
V5_ZATV	33.175450	3.013839	0.570	32.007 - 34.344	0.322

ANOVA za ponovljena mjerenja nije ukazala na signifikantne razlike u brzinama niti u ciklusima otvaranja niti u ciklusima zatvaranja usta (tablica 8)

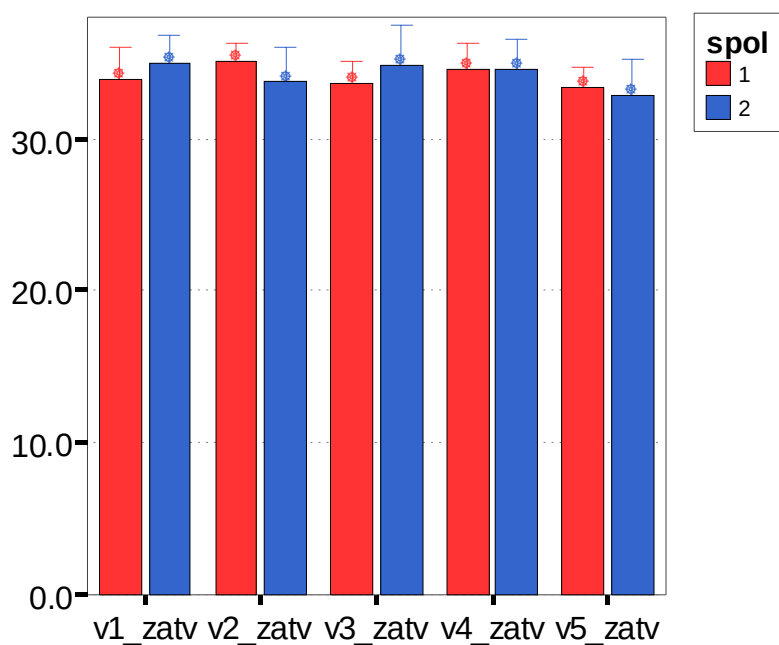


Slika 18. Usporedba ciklusa ponovljenih mjerenja brzine otvaranja i zatvaranja usta

Mješovita faktorijalna ANOVA za ponovljena mjerenja nije ukazala na signifikane razlike između muškaraca i žena između ponovljenih mjerenja niti za otvaranje niti za zatvaranje usta.



Slika 19. Usporedba ciklusa ponovljenih mjerenja brzine otvaranja usporedno za oba spola (1=muški, 2=ženski)



Slika 20. Usporedba ciklusa ponovljenih mjerenja brzine zatvaranja usporedno za oba spola (1=muški, 2=ženski)

Za usporedbu prosječne brzine otvaranja i zatvaranja korišten je t-test za parove.

Tablica 9. Usporedba brzina otvaranja i zatvaranja usta

		Mean	N	Std. Dev.	Std. Error	p
Par 1	OTV_MEAN	27.517239	28	2.473470	.467442	
	ZATV_MEAN	34.152289	28	2.010208	.379894	<0.001
Par 2	V1_OTV	27.121864	28	2.892104	.546556	
	V1_ZATV	34.355250	28	3.549979	.670883	<0.001
Par 3	V2_OTV	28.411843	28	3.241601	.612605	
	V2_ZATV	34.518511	28	2.859241	.540346	<0.001
Par 4	V3_OTV	27.277464	28	3.649438	.689679	
	V3_ZATV	34.114314	28	3.538231	.668663	<0.001
Par 5	V4_OTV	26.978093	28	2.749854	.519674	
	V4_ZATV	34.597911	28	3.043456	.575159	<0.001
Par 6	V5_OTV	27.796936	28	3.299571	.623560	
	V5_ZATV	33.175450	28	3.013839	.569562	<0.001

Iz tablice 9 i slike 18 vidljivo je da su brzine zatvaranja usta signifikantno veće od brzina otvaranja ($p < 0.001$).

Tablica 10. Korelacije parova ciklusa otvaranja i zatvaranja zubi

		N	Korelacija	Sig.
Par 1	OTV_MEAN & ZATV_MEAN	28	0.289	.136
Par 2	V1_OTV & V1_ZATV	28	0.453	.016
Par 3	V2_OTV & V2_ZATV	28	0.180	.359
Par 4	V3_OTV & V3_ZATV	28	-0.168	.394
Par 5	V4_OTV & V4_ZATV	28	0.032	.873
Par 6	V5_OTV & V5_ZATV	28	0.272	.162

Brzine otvaranja i zatvaranja usta različito koreliraju u pojedinim ciklusima, od signifikantne do nesignifikantne, od umjerene do vrlo slabe te od pozitivne do negativne korelacije.

Za testiranje razlika između parova istovrsnih ciklusa otvaranja i zatvaranja usta između spolova rabljena je procedura mješovite trofaktorske analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela sa Sidakovom korekcijom. Jedine statistički značajne razlike zabilježene su generalno između brzina otvaranja i

zatvaranja usta, no nema razlika između ciklusa, za kombinacije ciklus x spol, akcija x spol, ciklus x akcija te ciklus x akcija x spol.

Tablica 11. Deskriptivna statistika i rezultati mješovite trofaktorske ANOVA-e za ponovljena mjerenja za kombinaciju spol x ciklus x akcija (otvaranje / zatvaranje) za muški spol

spol	ciklus	akcija	Mean	Std. Error	95% CI
muški	1	otvaranje	27.368	.733	25.861 - 28.875
		zatvaranje	33.897	.894	32.060 - 35.735
	2	otvaranje	28.883	.814	27.210 - 30.555
		zatvaranje	35.072	.709	33.614 - 36.530
	3	otvaranje	28.182	.889	26.354 - 30.010
		zatvaranje	33.590	.888	31.765 - 35.414
	4	otvaranje	27.612	.674	26.226 - 28.998
		zatvaranje	34.634	.775	33.040 - 36.227
	5	otvaranje	28.622	.803	26.971 - 30.274
		zatvaranje	33.383	.765	31.810 - 34.956

Tablica 12. Deskriptivna statistika i rezultati mješovite trofaktorske ANOVA-e za ponovljena mjerenja za kombinaciju spol x ciklus x akcija (otvaranje / zatvaranje) za ženski spol

spol	ciklus	akcija	Mean	Std. Error	95% CI
ženski	1	otvaranje	26.793	.846	25.053 - 28.533
		zatvaranje	34.966	1.032	32.844 - 37.087
	2	otvaranje	27.784	.940	25.852 - 29.715
		zatvaranje	33.780	.819	32.097 - 35.464
	3	otvaranje	26.071	1.027	23.960 - 28.182
		zatvaranje	34.814	1.025	32.707 - 36.920
	4	otvaranje	26.133	.779	24.532 - 27.733
		zatvaranje	34.550	.895	32.710 - 36.390
	5	otvaranje	26.696	.928	24.789 - 28.603
		zatvaranje	32.899	.884	31.083 - 34.715

Tablica 13. Rezultati Mauchlyjevog testa sfericiteta za kombinaciju ciklus x akcija kretnje donje čeljusti (otvaranje / zatvaranje usta) uzimajući u obzir spol ispitanika

	Mauchly's W	Aprox. χ^2	df	Sig.	Greenhouse – Geisser Epsilon
Ciklus	0.594	12.722	9	0.177	0.789
Akcija	1.000	0	0	.	1.000
Ciklus * akcija	0.544	14.846	9	0.096	0.764

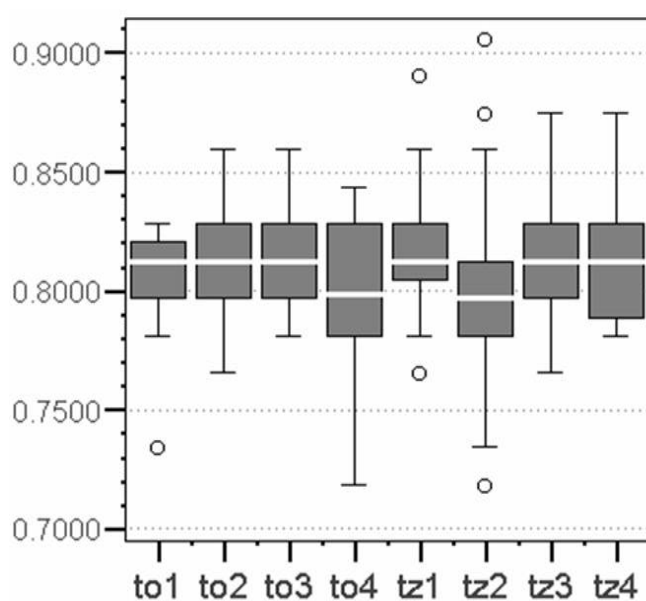
Tablica 14. Rezultati mješovite trofaktorske analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela za brzinu otvaranja i zatvaranja usta s obzirom na spol

Izvor	Tip III sume kvadrata	df	Prosječni kvadrat	F	Sig.
ciklus	28.532	4	7.133	1.102	0.360
ciklus * spol	20.100	4	5.025	0.776	0.543
greška (ciklus)	673.142	104	6.473		
akcija	3118.694	1	3118.694	179.451	<0.001
akcija * spol	39.854	1	39.854	2.293	0.142
greška (akcija)	451.856	26	17.379		
ciklus * akcija	47.275	4	11.819	1.820	0.131
ciklus * akcija * spol	21.470	4	5.367	0.826	0.511
greška (ciklus*akcija)	675.440	104	6.495		

Ovo istraživanje dokazalo je da zdravi ispitanici bez obzira na spol u zadanom ritmu od 1,25 Hz postižu približno ujednačene brzine otvaranja odnosno zatvaranja usta. Brzine zatvaranja su statistički značajno veće od brzina otvaranja bez obzira na spol.

4.2. *Analiza vremenskih intervala otvaranja i zatvaranja usta*

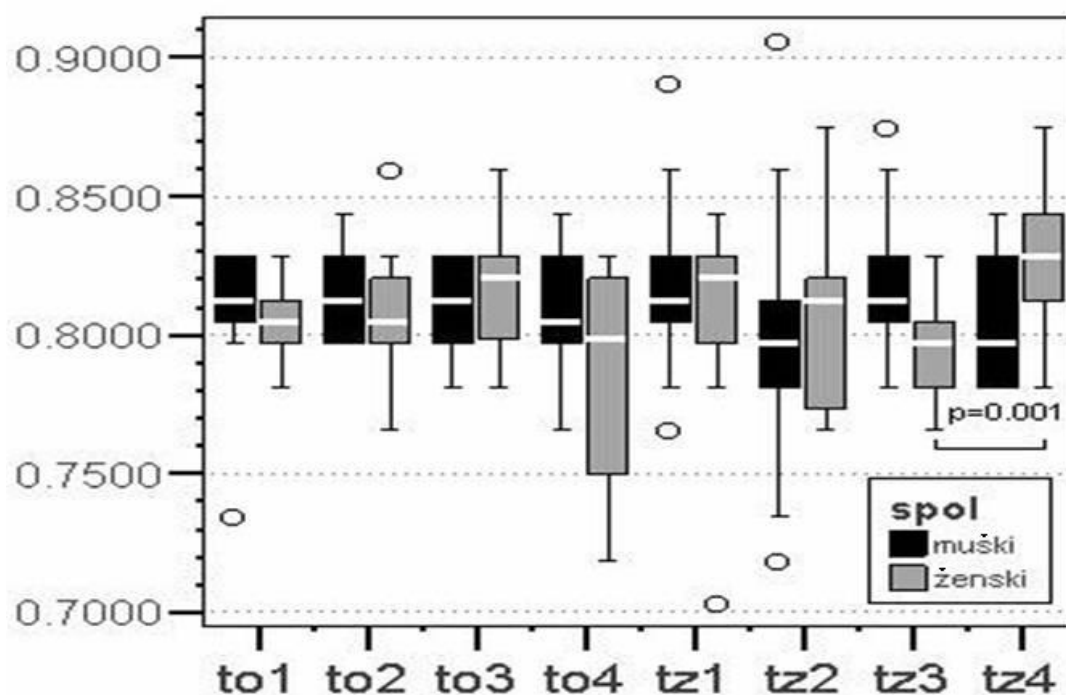
ANOVA za ponovljena mjerenja nije detektirala statistički značajne razlike između četiri vremenska intervala potrebna za otvaranje usta te onih za zatvaranje usta.



Slika 21. Distribucija trajanja vremenskih intervala otvaranja (to) i zatvaranja (tz) usta bez bozira na spol prikazana dijagramom s pravokutnikom (box plot)

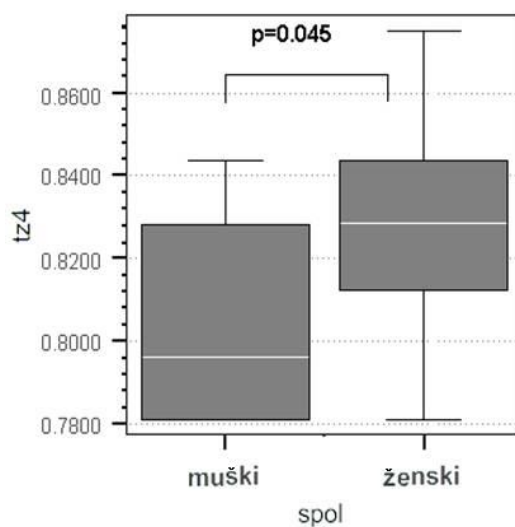
Tablica 15. Deskriptivna statistika i rezultati analize varijanci ponovljenih mjerenja općeg linearnog modela za intervale otvaranja (TO) i zatvaranja (TZ) usta bez obzira na spol

	Prosjek	SD	SE	95% CI		p
TO1	0.8080	0.0194	0.004	0.801	- 0.816	
TO2	0.8103	0.0202	0.004	0.802	- 0.818	
TO3	0.8138	0.0184	0.003	0.807	- 0.821	
TO4	0.7976	0.0319	0.006	0.785	- 0.810	0.091
TZ1	0.8142	0.0333	0.006	0.801	- 0.827	
TZ2	0.8008	0.0396	0.007	0.785	-0.816	
TZ3	0.8080	0.0251	0.005	0.798	-0.818	
TZ4	0.8142	0.0277	0.005	0.803	-0.825	0.393



Slika 22. Uvećani usporedni prikaz distribucije trajanja vremenskih intervala otvaranja i zatvaranja usta s obzirom na spol prikazanih pomoću dijagrama s pravokutnikom (*box plot*)

Mješovita dvofaktorska ANOVA za ponovljena mjerenja ukazala je na signifikane razlike između muškaraca i žena između ponovljenih mjerenja samo kod zatvaranja usta ($p=0.045$), a temeljem Sidakovog post hoc testa vidljivo je da je statistički značajna razlika prisutna samo u zadnjem intervalu. Vremenski intervali otvaranja i zatvaranja usta međusobno ne koreliraju.



Slika 23. Grafikon s pravokutnikom za razlike između muškaraca i žena u iznosu vremena zatvaranja usta u četvrtom intervalu

Tablica 16. Usporedba intervala otvaranja (TO) i zatvaranja (TZ) usta

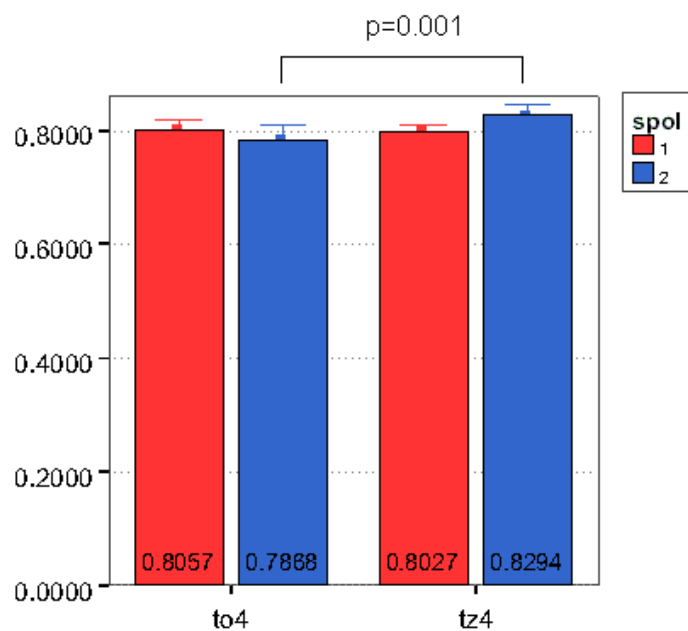
		Mean	N	Std. Dev.	Std. Error	p
Par 1	TO1	0.8080	28	0.0194	0.0037	
	TZ1	0.8142	28	0.0333	0.0063	0.393
Par 2	TO2	0.8103	28	0.0203	0.0038	
	TZ2	0.8008	28	0.0396	0.0075	0.275
Par 3	TO3	0.8138	28	0.0184	0.0035	
	TZ3	0.8080	28	0.0251	0.0047	0.382
Par 4	TO4	0.7976	28	0.0319	0.0060	
	TZ4	0.8142	28	0.02767	0.0053	0.034

Tablica 17. Korelacije parova vremenskih intervala otvaranja (TO) i zatvaranja (TZ) usta

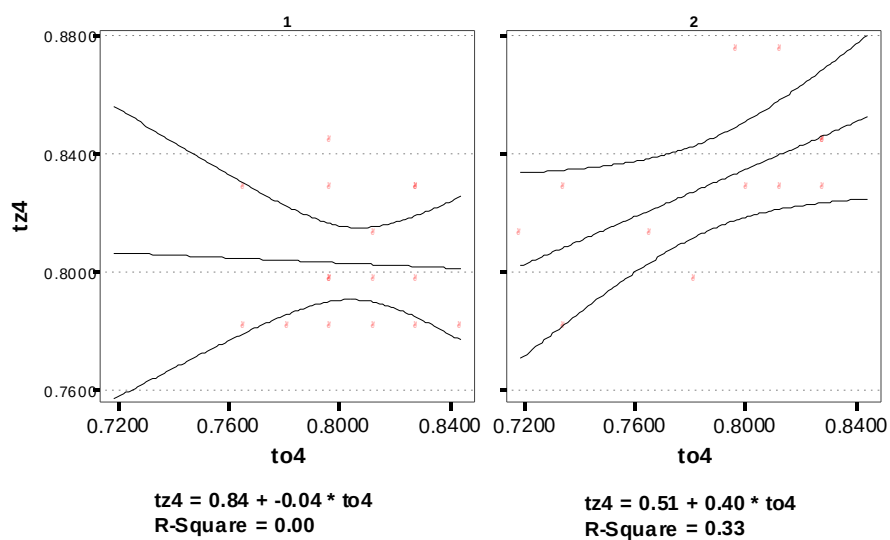
		N	Korelacija	Sig.
Par 1	TO1 & TZ1	28	0.068	0.732
Par 2	TO2 & TZ2	28	-0.034	0.864
Par 3	TO3 & TZ3	28	-0.203	0.300
Par 4	TO4 & TZ4	28	0.134	0.497

Modelom mješovite trofaktorske analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela detektirana je jedino statistički značajna razlika za kombinaciju vrijeme x akcija x spol, no nema razlika između ostalih promatranih parametara i njihovih kombinacija.

Post – hoc test je ukazao da je statistički značajna razlika u vremenu između otvaranja i zatvaranja bila samo u četvrtom vremenskom intervalu kod žena ($p=0.001$), dok kod muškaraca nije bilo razlike. U tom intervalu kod žena je zabilježena i signifikantna linearna pozitivna korelacija slabe jakosti ($r=0.58$, $p=0.05$), dok je kod muškaraca nije bilo.



Slika 24. Razlike između vremena otvaranja i otvaranja usta u četvrtom intervalu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)



Slika 25. Grafikon raspršenja za asocijaciju između vremena potrebnog za otvaranje i zatvaranje usta u četvrtom vremenskom intervalu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)

Tablica 18. Deskriptivna statistika i rezultati mješovite trofaktorske ANOVA-e za ponovljena mjerenja za kombinaciju spol x vrijeme x akcija (otvaranje / zatvaranje)

spol	vrijeme	akcija	Mean	Std. Error	95% CI
muški	1	otvaranje	0.810	0.005	0.799 -0.820
		zatvaranje	0.818	0.008	0.801 -0.836
	2	otvaranje	0.813	0.005	0.802 -0.823
		zatvaranje	0.799	0.010	0.778 -0.820
	3	otvaranje	0.813	0.005	0.803 -0.822
		zatvaranje	0.819	0.005	0.808 -0.830
	4	otvaranje	0.806	0.008	0.790 -0.822
		zatvaranje	0.803	0.006	0.790 -0.815
ženski	1	otvaranje	0.806	0.006	0.794-0.818
		zatvaranje	0.809	0.010	0.789-0.829
	2	otvaranje	0.807	0.006	0.795-0.819
		zatvaranje	0.803	0.012	0.779-0.827
	3	otvaranje	0.815	0.005	0.804-0.827

	zatvaranje	0.793	0.006	0.780-0.806
4	otvaranje	0.787	0.009	0.768-0.805
	zatvaranje	0.829	0.007	0.815-0.844

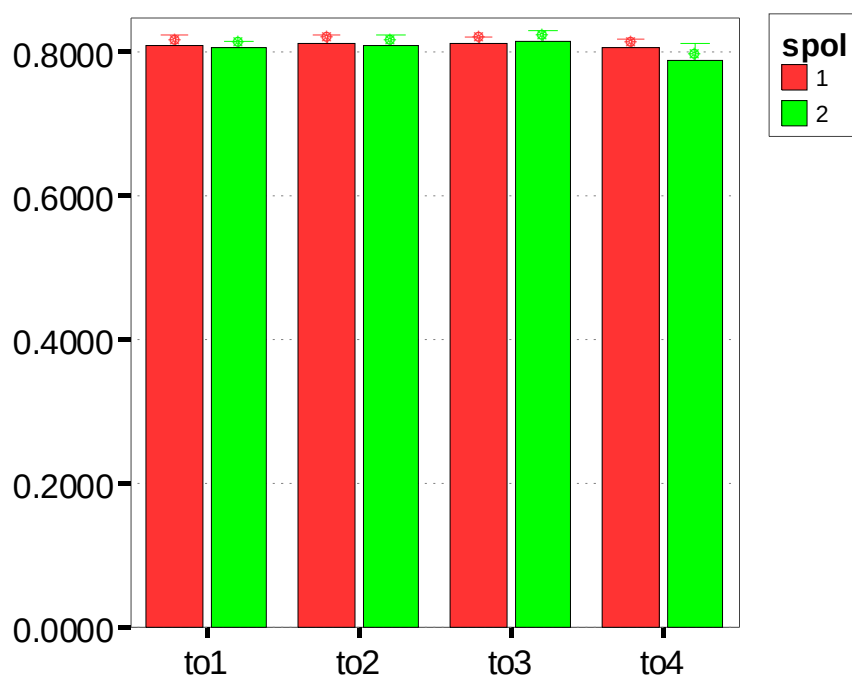
Tablica 19. Rezultati mješovite trofaktorske analize varijance za ponovljena mjerenja općeg linearnog modela za vremenske intervale otvaranja i zatvaranja usta s obzirom na spol

Izvor	Tip III sume kvadrata	df	Prosječni kvadrat	F	Sig.
vrijeme	1.138E-03	3	3.794E-04	0.435	0.728
vrijeme * spol	1.952E-03	3	6.507E-04	0.746	0.528
greška (vrijeme)	6.800E-02	78	8.718E-04		
akcija	2.755E-04	1	2.755E-04	0.815	0.375
akcija * spol	3.389E-04	1	3.389E-04	1.002	0.326
greška(akcija)	8.792E-03	26	3.381E-04		
vrijeme * akcija [#]	7.474E-03	2.082	3.589E-03	3.059	0.053
vrijeme * akcija * spol	1.018E-02	3	3.395E-03	4.169	0.009
greška(vrijeme*akcija) [#]	6.351E-02	54.140	1.173E-03		

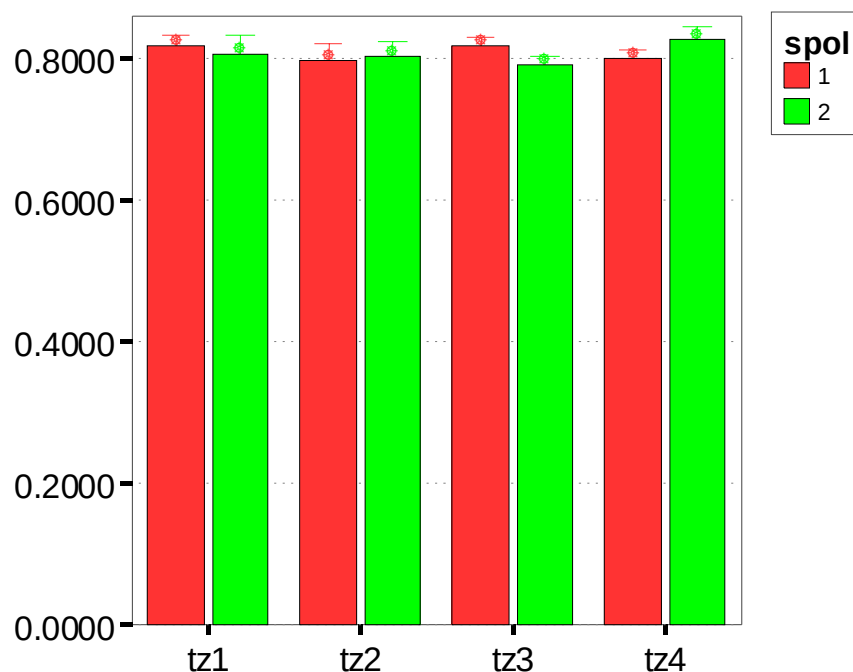
[#]Greenhouse-Geisserova korekcija.

Tablica 20. Rezultati Mauchlyjevog testa sfericiteta za kombinaciju ciklus x akcija kretnje donje čeljusti (otvaranje / zatvaranje usta) uzimajući u obzir spol ispitanika

	Mauchly's W	Aprox. χ^2	df	Sig.	Greenhouse – Geisser Epsilon
Vrijeme	0.826	4.716	5	0.452	0.892
Akcija	1.000	0	0	.	1.000
Vrijeme * akcija	0.536	15.415	5	0.009	0.694



Slika 26. Usporedba vremena potrebnog za otvaranje usta u vremenskim intervalima (to) između muškaraca i žena (1=muški, 2=ženski)



Slika 27. Usporedba vremena potrebnog za zatvaranje usta u vremenskim intervalima (tz) između muškaraca i žena (1=muški, 2=ženski)

Analiza kovarijance ne upućuje na mogući utjecaj kovarijati na razliku u prosječnoj brzini otvaranja usta između muškaraca i žena. U analizu su kao kovarijate bile uključeni maksimalno neasistirano i asistirano otvaranje usta, brzina zatvaranja usta i prosječno trajanje intervala otvaranja i zatvaranja usta. Niti na ostale spolne razlike u kretanjama donje čeljusti nisu utjecale kovarijate.

Tablica 21. ANCOVA za utjecaj kovarijati na spolne razlike u brzini otvaranja usta

Izvor	Tip III sume kvadrata	df	Prosječan kvadrat	F statistika	Sig.
Korigirani model	40.199	7	5.743	0.919	0.513
Intercept	0.038	1	0.038	0.006	0.938
ZATV_MEAN	18.307	1	18.307	2.929	0.102
TO_MEAN	.608	1	.608	0.097	0.758
TZ_MEAN	4.534	1	4.534	0.726	0.404
N_OTV_BB	3.901	1	3.901	0.624	0.439
MAX_NOTV	4.607	1	4.607	0.737	0.401
MAX_AOTV	4.470	1	4.470	0.715	0.408
SPOL	13.399	1	13.399	2.144	0.159
Greška	124.989	20	6.249		
Total	21366.744	28			
Korigirani total	165.188	27			

4.3. Reproducibilnost mjerenja i pouzdanost metode

Ponovljenim mjerenjima na deset ispitanika u vremenskom razmaku od tjedan dana procijenjeni su pouzdanost i ponovljivost metode te greška mjerenja i to na vrijednostima brzina otvaranja i zatvaranja za prvi i drugi ciklus. Greška mjerenja (ME) izračunata je pomoću ANOVA-e za ponovljena mjerenja kao drugi korijen prosječnog kvadrata reziduala za faktor vremena mjerenja (113). Ponovljivost mjerenja je izračunata po formuli $2.77 * ME$ pri čemu se očekuje da je razlika u mjerenom parametru kod pojedinog ispitanika manja od iznosa ponovljivosti u 95% slučajeva za svaki par mjerenja. Ponovljivost iznosi 6.1358 za brzinu otvaranja te 5.5935 za brzinu zatvaranja. Samo pri jednom ponovljenom mjerenju, kod brzine zatvaranja usta, zabilježena je razlika veća od iznosa ponovljivosti. Greška mjerenja iznosila je 2.2151 za brzinu otvaranja te 2.0193 za brzinu zatvaranja i bila je nešto manja od biološke varijacije izražene kao standardna devijacija između mjerenja. Pouzdanost mjerenja procijenjena je intraklasnim korelacijskim koeficijentom (ICC) i ukazuje da metoda nije jako pouzdana (ICC 0.494 za brzinu otvaranja te 0.426 za brzinu zatvaranja). Rezultati ponovljenog mjerenja prikazani su u tablici 22.

Tablica 22. Rezultati ponovljenog mjerenja

Varijabla	Prosjek 1	SD 1	Prosjek 2	SD 2	ICC	ME	Ponovljivost
otvaranje	27.2836	3.0382	28.0556	3.2504	0.493	2.2151	6.1358
zatvaranje	32.8280	2.7823	33.7047	2.5535	0.426	2.0193	5.5935

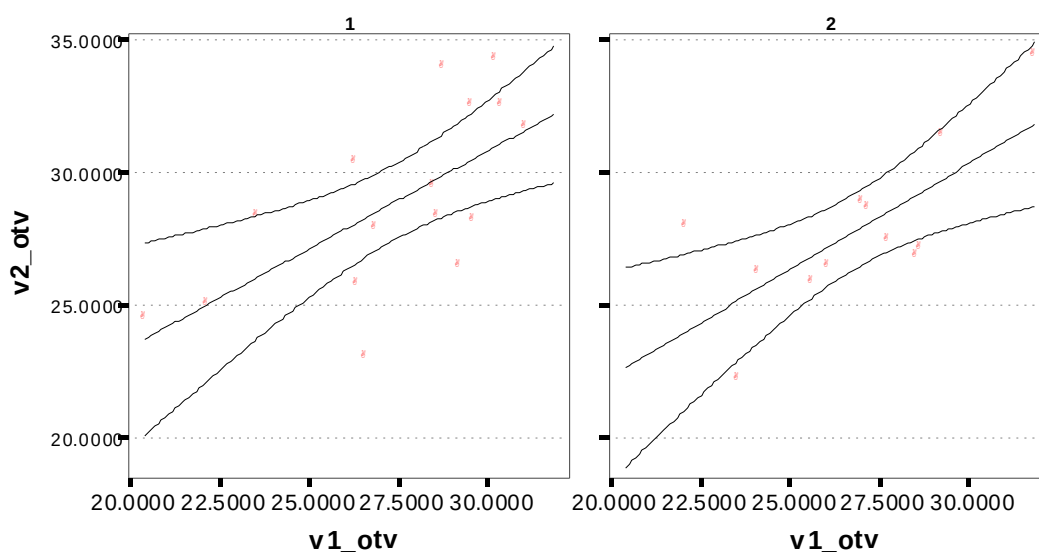
Pouzdanost metode odnosno apsolutno podudaranje u dobivenim vrijednostima brzine otvaranja i zatvaranja usta te vremenskom intervalu između ciklusa otvaranja odnosno zatvaranja usta procijenjena je intraklasnim korelacijskim koeficijentom. Iako su razlike u prosječnim brzinama bile male ICC ukazuje da brzina otvaranja usta nije jako ponovljiva. ICC za brzinu otvaranja usta iznosi 0.497 (95% CI 0.328 – 0.677); $p < 0.001$. Slabiju asocijaciju potvrđuju dijagrami raspršenja te Pearsonovi koeficijenti koji su u rasponu od 0.295 – 0.688. Korelacije u brzini otvaranja usta između prvog i petog te trećeg i petog ciklusa čak nisu niti statistički značajne. Brzine zatvaranja usta između ciklusa se još slabije podudaraju s intraklasnim korelacijskim koeficijentom od 0.238 (95% CI 0.089 – 0.441), a Pearsonovi koeficijenti ukazuju na raspon linearnih korelacija od negativne do pozitivne. Podudarnost trajanja vremenskih intervala između otvaranja te između intervala zatvaranja usta nije statistički značajna. Slični su rezultati i ako se u obzir uzme spol ispitanika.

Tablica 23. Rezultati procjene ponovljivosti rezultata pomoću intraklasnog korelacijskog koeficijenta

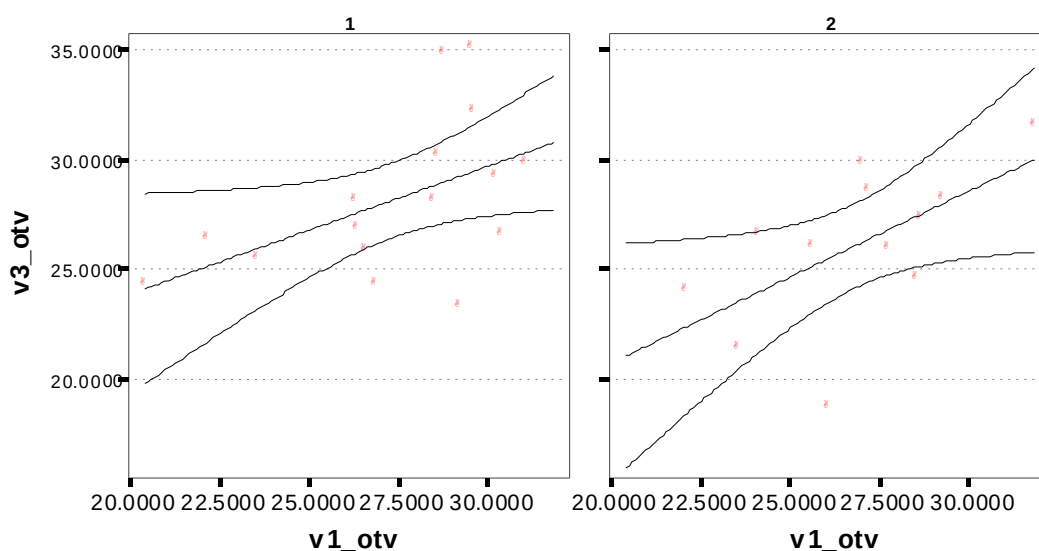
Varijabla	ICC	95% Interval pouzdanosti	p
Brzina otvaranja usta	0.497	0.328 - 0.677	<0.001
Brzina zatvaranja usta	0.238	0.089 – 0.441	0.003
Vrijeme između otvaranja	-0.129	-0.209 – 0.010	0.970
Vrijeme između zatvaranja	-0.144	-0.221 – 0.004	0.979

Tablica 24. Korelacija između brzina otvaranja usta između ciklusa procijenjena Pearsonovim koeficijentima

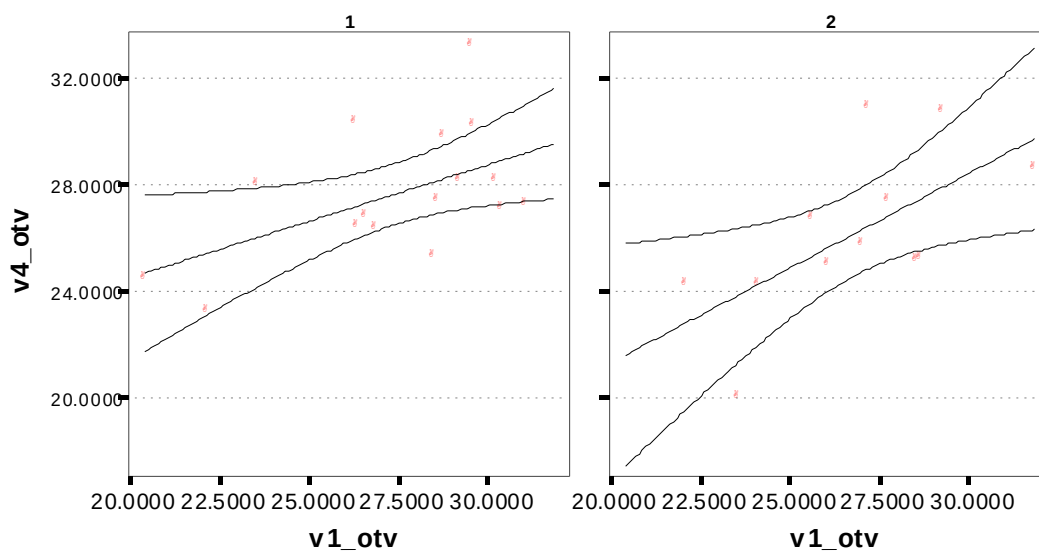
		V1_OTV	V2_OTV	V3_OTV	V4_OTV	V5_OTV
V1_OTV	r	1.000	0.687	0.542	0.574	0.295
	p	.	<0.001	0.003	0.001	0.127
V2_OTV	r	0.687	1.000	0.688	0.650	0.380
	p	<0.001	.	<0.001	<0.001	0.046
V3_OTV	r	0.542	0.688	1.000	0.680	0.231
	p	0.003	<0.001	.	<0.001	0.238
V4_OTV	r	0.574	0.650	0.680	1.000	0.443
	p	0.001	<0.001	<0.001	.	0.018
V5_OTV	r	0.295	0.380	0.231	0.443	1.000
	p	0.127	0.046	0.238	0.018	.



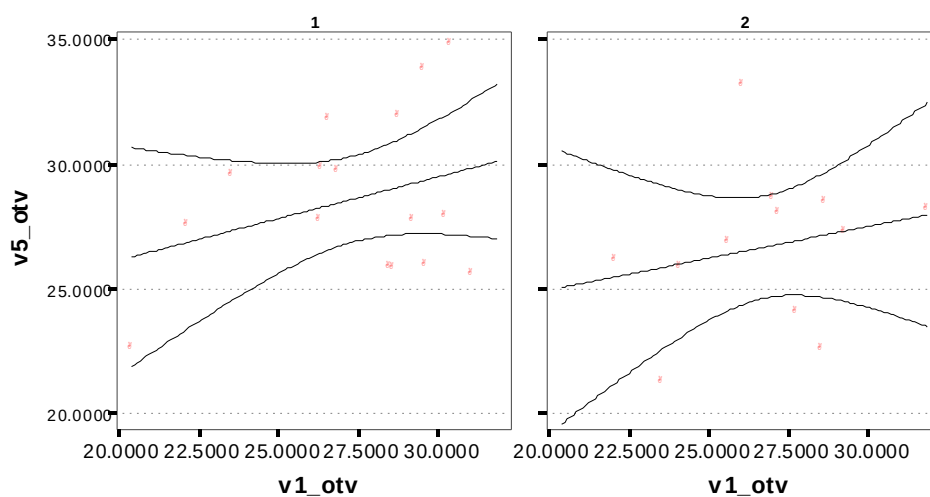
Slika 28. Dijagram raspršenja s regresijskim pravcom za podudarnost brzine otvaranja usta u prvom i drugom ciklusu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)



Slika 29. Dijagram raspršenja s regresijskim pravcom za podudarnost brzine otvaranja usta u prvom i trećem ciklusu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)



Slika 30. Dijagram raspršenja s regresijskim pravcom za podudarnost brzine otvaranja usta u prvom i četvrtom ciklusu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)



Slika 31. Dijagram raspršenja s regresijskim pravcom za podudarnost brzine otvaranja usta u prvom i petom ciklusu s obzirom na spol (1=muški, 2=ženski)

Tablica 24. Korelacija između brzina zatvaranja usta između ciklusa procijenjena Pearsonovim koeficijentima

		V1_ZATV	V2_ZATV	V3_ZATV	V4_ZATV	V5_ZATV
V1_ZATV	r	1.000	0.307	-0.043	-0.132	0.187
	p	.	0.112	0.830	0.502	0.341
V2_ZATV	r	0.307	1.000	0.356	0.419	0.592
	p	0.112	.	0.063	0.026	0.001
V3_ZATV	r	-0.043	0.356	1.000	0.376	0.266
	p	0.830	0.063	.	0.048	0.171
V4_ZATV	r	-0.132	0.419	0.376	1.000	0.251
	p	0.502	0.026	0.048	.	0.199
V5_ZATV	r	0.187	0.592	0.266	0.251	1.000
	p	0.341	0.001	0.171	0.199	.

Ovo istraživanje dokazalo je da zdravi ispitanici bez obzira na spol u zadanom ritmu od 1,25 Hz postižu približno ujednačene brzine otvaranja odnosno zatvaranja usta. Brzine zatvaranja usta statistički su značajno veće od brzina otvaranja usta, no između spolova uglavnom ne postoje razlike.

Na brzine otvaranja, zatvaranja te vremenske intervale nisu utjecali nikakvi drugi faktori. Uglavnom nema značajnih razlika niti korelacija u brzinama i vremenskim intervalima otvaranja i zatvaranja u ponovljenim mjerenjima. Dakle oni koji brže otvaraju ne zatvaraju brže. Iako su razlike u prosječnim brzinama između ponovljenih mjerenja bile male izgleda da brzine otvaranja i zatvaranja usta nisu lako ponovljive za svakog pojedinog ispitanika. Možda se ovaj podatak može objasniti činjenicama mišićnog zamora za vrijeme izvođenja mjerenja, kao i svojstvom žvačnog sustava u smislu mišićne redundancije.

Budući da je svrha ovog rada bila uspostava nove metode za analizu kretnji, odnosno dinamičkih svojstava, donje čeljusti, slična istraživanja nisu nađena pretraživanjem literature. Stoga je vrlo teško u cjelini izvršiti usporedbu dobivenih rezultata s rezultatima istraživanja drugih autora. Međutim, određene podudarnosti u pojedinim segmentima istraživanja, kao i u rezultatima, ipak postoje. Većina istraživanja primjenjivala je pouzdanu i prokušanu metodu optoelektroničkih mjerenja, a tek rijetka istraživanja rabila su akcelerometrijske senzore. Osim toga, nijedno navedeno istraživanje nije izračunavalo i/ili mjerilo stvarnu vertikalnu akceleraciju i brzinu na način opisan u ovom istraživanju. Stoga je i ova rasprava uglavnom kronološki orijentirana.

Jedan od prvih znanstveno-istraživačkih radova koji se bavio mjerenjima akceleracije donje čeljusti i izračunom brzina bio je rad Granta (114) iz 1986. godine. On je koristeći mali akcelerometar mjerio ubrzanja donje čeljusti tijekom ciklusa otvaranja-zatvaranja usta. Prosječne vrijednosti vršnih perifernih akceleracija koje je izmjerio iznosile su $2,54 \pm 0,4$ G ($1G = 9.81 \text{ m/s}^2$). Prosječne kutne brzine za fazu otvaranja i zatvaranja bile su vrlo slične i iznosile su $1,9 \text{ rad/s}$. Prosječne maksimalne kutne brzine tijekom otvaranja iznosile su $4,63 \pm 1,45 \text{ rad/s}$, a tijekom zatvaranja $3,24 \pm 1,15 \text{ rad/s}$. Podatak o većim prosječnim brzinama otvaranja od prosječnih brzina zatvaranja ne podudara se s ovim istraživanjem. Detaljniji podatci o navedenom istraživanju nisu dostupni. Međutim, prosječna brzina otvaranja usta u našem uzorku iznosi $27.5172 \pm 2.4735 \text{ cm/s}$, a temeljem 95% intervala poznanosti može se zaključiti da se u zdravoj populaciji dobi 23-28 godina nalazi u rasponu $26.5581\text{-}28.4764 \text{ cm/s}$. Prosječna brzina zatvaranja usta je $34.1523 \pm 2.0102 \text{ cm/s}$ (95% CI: $33.3728\text{-}34.9318 \text{ cm/s}$). Navedeni podatci kao i činjenica da su prosječne brzine zatvaranja signifikantno veće od brzina otvaranja, mogu se objasniti isključivo s anatomskeg aspekta. Mišići otvarači, kao i zglobne strukture, imaju usporavajuće djelovanje na kretanje donje čeljusti prema točki na kraju maksimalnog voljnog otvaranja bez boli.

Nekoliko godina kasnije, Kiliaridis i sur. (115) istraživali su svojstva kretanja donje čeljusti i brzina tijekom procesa žvakanja na djeci u razvoju i adolescentima primjenom optoelektroničke metode. Došli su do rezultata da trajanje žvačnog ciklusa nije pod utjecajem dobi i spola, ali su također dobili manje iznose brzina otvaranja od brzina zatvaranja. Razlika u brzinama bila je proporcionalna s godinama

što objašnjavaju činjenicom sazrijevanja žvačnog sustava uslijed promjena denticije, skeletalnog rasta i razvoja.

Peyron i sur. (116) istraživali su utjecaj teksture i tvrdoće hrane na proces žvakanja primjenom infracrvenog optoelektroničkog uređaja Optotrak 3000 na devet zdravih ispitanika. Ispitanici su tijekom mjerenja morali žvakati uzorke hrane male i velike tvrdoće (sir i mrkva). Brzine donje čeljusti tijekom procesa žvakanja iznosile su prosječno 29,7 mm/s tijekom otvaranja te 34,1 mm/s tijekom zatvaranja. Pri tome je prosječni iznos otvaranja iznosio svega 5,8 mm. Veće vrijednosti brzina zatvaranja od brzina otvaranja u skladu su s ovim istraživanjem. Za pretpostaviti je da bi na većem iznosu otvaranja (maksimalno neasistirano otvaranje), odnosno na većem putu, i krajnje brzine bile veće i stoga približno jednake brzinama koje su dobivene u ovom istraživanju.

Ow i sur. (117) istraživali su razlike u kretnjama donje čeljusti tijekom procesa žvakanja između ozubljenih i bezubih ispitanika. U istraživanju je sudjelovalo 10 ozubljenih i tri bezuba (prosječna starost 79,3 godine) ispitanika, mjerenje je vršeno primjenom optoelektroničkog uređaja, a bademi su služili kao pokusna hrana. Prosječna životna dob ozubljenih ispitanika iznosila je 25,5 godina, a bezubih 79,3 godine. Kod ozubljenih ispitanika dobili su vrijednosti prosječne brzine otvaranja od 90 mm/s, prosječne brzine zatvaranja od 77 mm/s te maksimalno postignute brzine od 144 mm/s tijekom procesa žvakanja. Kod bezubih ispitanika dobili su vrijednosti prosječne brzine otvaranja od 65 mm/s, prosječne brzine zatvaranja od 49 mm/s te maksimalno postignute brzine od 116 mm/s tijekom

procesa žvakanja. Značajno manje brzine kod bezubih ispitanika objašnjavaju smanjenjem volumena žvačnih mišića i lošijom neuromuskularnom koordinacijom.

Služeći se metodom elektrogнатografije Christensen i McKay (118) vršili su kinematska i kinematička opažanja uz istovremena elektromiografska mjerenja. U istraživanju su sudjelovala četiri zdrava ispitanika, dva muškarca i dvije žene, prosječne dobi 46 godina. Tijekom mjerenja ispitanici su morali što su brže mogli otvoriti i zatvoriti usta tri puta tijekom 5 sekundi ali ne u punom iznosu otvaranja. Postignute su vršne brzine od 0,237 m/s tijekom otvaranja, 0,269 m/s tijekom zatvaranja uz prosječni iznos otvaranja od 23,6 mm. Tijekom faze otvaranja višak kinetičke energije bio je apsorbiran uglavnom putem čeljusnih zglobova (usporenje), a tijekom zatvaranja primarno putem zubi i nešto manje putem čeljusnih zglobova. Ovakvi rezultati sasvim su u skladu s rezultatima dobivenim ovim istraživanjem.

Throckmorton i sur. (119) optoelektroničkom metodom istraživali su utjecaj učestalosti žvakanja na kinetiku donje čeljusti. Dvadesetšest zdravih ispitanika prosječne dobi 23,6 godina žvakali su za vrijeme mjerenja zalogaj sačinjen od gume i to u tri različite učestalosti žvakanja: habitulanu, sporu (50 ciklusa u minuti) i brzu (100 ciklusa u minuti). Spora i brza učestalost žvakanja bila je kontrolirana metronomom. Rezultati istraživanja pokazali su da su varijacije trajanja pojedinog žvačnog ciklusa manje tijekom brze učestalosti žvakanja. Slična učestalost, odnosno ritam ciklusa otvaranja-zatvaranja usta, koji je iznosio 75 ciklusa u minuti (1,25 Hz), korištena je i u ovom istraživanju. Na taj je način dodatno povećana pouzdanost mjerenja. Što se tiče brzina donje čeljusti u istraživanju Throckmorton i suradnika, razmatrane su vertikalne, antero-posteriorne i lateralne brzine kao i sumarne 3-D

brzine, postignute tijekom mjerenja ali bez razlučivanja jesu li navedene vrijednosti postignute tijekom faze otvaranja ili zatvaranja usta. Prosječne vertikalne brzine donje čeljusti iznosile su 44,1 mm/s pri sporoj učestalosti žvakanja, 51,1 mm/s pri habitualnom žvakanju te 63,2 mm/s pri brzjoj učestalosti žvakanja. Prosječne antero-posteriorne brzine donje čeljusti iznosile su 35,0 mm/s pri sporoj učestalosti žvakanja, 40,6 mm/s pri habitualnom žvakanju te 46,9 mm/s pri brzjoj učestalosti žvakanja. Lateralne brzine prosječno su iznosile 34,7 mm/s pri sporoj učestalosti žvakanja, 40,1 mm/s pri habitualnom žvakanju te 45,2 mm/s pri brzjoj učestalosti žvakanja. Što se tiče 3-D brzina koje su izračunavane kao suma svi navedenih brzina u određenom trenutku, one su prosječno iznosile 61,4 mm/s pri sporoj učestalosti žvakanja, 71,0 mm/s pri habitualnom žvakanju te 83,9 mm/s pri brzjoj učestalosti žvakanja. Pri tome su iznosi vertikalne kretnje donje čeljusti iznosile prosječno 8,61 mm pri sporoj učestalosti žvakanja, 8,56 mm pri habitualnom žvakanju te 7,52 mm pri brzjoj učestalosti žvakanja. Uzevši u obzir navedene iznose otvaranja, kao i spomenute brzine, može se zaključiti da bi uz ista ubrzanja na dužem putu (maksimalno neasistirano otvaranje u ovom istraživanju iznosilo je prosječno 56,3 mm) bile postignute približno slične prosječne brzine.

Flavel i sur. (120) pokušali su definirati jednostavan i pristupačan sustav, odnosno metodu za analizu kretanja donje čeljusti. Njihova aparatura sastojala se od dvaju jednoosnih akcelometrijskih senzora koji su pomoću žice i staklenoionomernog cementa bili pričvršćeni na zube gornje i donje čeljusti. Odmah uz akcelerometre, bila su pričvršćena i dva magneta koja su služila za mjerenje razmaka između gornje i donje čeljusti tijekom kretanja. U istraživanju je sudjelovalo

osam zdravih ispitanika. Akcelerometrijski su signali s oba senzora bili digitalno obrađeni, a razlika mjerenja akcelerometra gornje i donje čeljusti bila je matematički integrirana kako bi se dobila relativna brzina donje čeljusti u odnosu na gornju. Tako dobivena vertikalna brzina prosječno je iznosila 50 mm/s. Drugim postupkom integriranja dobiven je relativni položaj donje u odnosu na gornju čeljust. Sumarni rezultat ovog pilot istraživanja je da ovakva aparatura može jednostavno i pouzdano mjeriti kretanje donje čeljusti čak i kad glava nije u mirovanju.

Peyron i sur. (121) istraživali su utjecaj pokusne hrane koja je imala četiri različita stupnja tvrdoće na kretanje čeljusti i mišićnu aktivnost. U istraživanju je korištena optoelektronička metoda praćenja kretanja donje čeljusti u kombinaciji s elektromiografijom. Eksperimentalna hrana bila je izrađena od želatine, vode, šećera u sirupa glukoze i to na način da se mijenjanjem količine želatine mijenjala i tvrdoća eksperimentalne hrane. U istraživanju je sudjelovalo 15 zdravih muških ispitanika prosječne dobi 22,6 godina. Rezultati istraživanja pokazali su da prosječne brzine otvaranja iznose 56,2 mm/s za pokusnu hranu najmanje tvrdoće (H1), 58,8 mm/s za pokusnu hranu veće tvrdoće od prethodne (H2), 62,5 mm/s za hranu tvrdoće H3 te 62,0 mm/s za hranu tvrdoće H4 (najveća tvrdoća). Prosječne brzine zatvaranja iznosile su 46,6 mm/s za pokusnu hranu najmanje tvrdoće (H1), 48,3 mm/s za pokusnu hranu veće tvrdoće od prethodne (H2), 50,2 mm/s za hranu tvrdoće H3 te 50,0 mm/s za hranu tvrdoće H4. Manje brzine zatvaranja u odnosu na brzine otvaranja objašnjene su otporom kojeg je pružala pokusna hrana koja je imala elastična svojstva, za razliku od pokusnih hrana u nekim prethodno navedenim istraživanjima (npr. bademi) koja je prvotno bila jako tvrda, a žvakanjem postajala

sve mekša. Kod tako tvrde pokusne hrane dolazi do pojave naglog povećanja brzine zatvaranja u onome trenutku kad zubi pregrizu pokusni zalogaj.

Toshiaki i sur. (122) ponukani visokim troškovima istraživačke opreme temeljenje na optoelektroničkim i elektrogatografskim metodama, pokušali su primijeniti pristupačnije rješenje u vidu dvoosnog akcelometra. Pomoću njegovih dvodimenzionalnih mjerenja mogli su izračunati akceleraciju, brzinu i kretnju donje čeljusti. Kao pokusnu hranu za ciklus žvakanja koristili su suhe groždice, a preciznost mjerenja provjeravali uporabom laserskog mjernog uređaja. Preciznost sustava iznosila je 0,03 (p-p vrijednost) uz akceleraciju sile Zemljine teže i frekvenciju od 72,5 Hz. U zaključku navode kako je metoda pokazala svoje vrijednosti u analizi kretnji donje čeljusti.

Anderson i sur. (123) istraživali su učinke tvrdoće pokusne hrane na kinematiku žvačnog ciklusa. U istraživanju je sudjelovalo 26 potpuno zdravih ispitanika, 13 muških i 13 ženskih, prosječne dobi 23,6 godina. Pokusna hrana sastojala se od dvije vrste gume za žvakanje od kojih je jedna bila tvrda, a druga mekana. Ispitanici su morali uzorke žvakati isključivo na desnoj strani i to kroz 20 do 25 ciklusa otvaranja-zatvaranja za svako od četiri mjerenja (po dva puta za svaku tvrdoću). Rezultati koje su dobili za vertikalne brzine iznose prosječno $90,2 \pm 30,7$ mm/s za tvrdu te $75,7 \pm 18,7$ mm/s za mekanu gumu. Sumarne 3-D brzine iznosile su $125,8 \pm 35,8$ mm/s za tvrdu te $101,1 \pm 18,1$ za mekanu gumu. Njihovi rezultati upućuju na to da veća mišićna sila tijekom žvakanja tvrde gume dovodi do većih ubrzanja donje čeljusti u svim fazama žvačnog ciklusa osim u neposrednoj okluzijskoj fazi kad tvrdoća gume usporava donju čeljust.

Wintergerst i sur. (124) istraživali su učinak ritmičnog zvučnog podražaja na kinematiku žvačnog ciklusa. U istraživanju je sudjelovalo 25 ispitanika (od 19 do 35 godina starosti) čije su kretnje donje čeljusti bilježene optoelektroničkim uređajem za vrijeme žvakanja pokusnog uzorka hrane i to sa i bez istovremenog zvučnog podražaja. Rezultati istraživanja pokazali su da su brzine i opseg kretnji nešto manji za vrijeme žvakanja uz zvučni podražaj. Između ispitanika nisu nađene razlike u kinematici žvačnog ciklusa sa ili bez zvučnog podražaja. Međutim, unutar rezultata pojedinog ispitanika nađena su smanjenja varijabilnosti od 44% za ukupno trajanje ciklusa i 53 % za ukupne 3-D kretnje donje čeljusti za vrijeme žvakanja uz zvučni podražaj. Ova se spoznaja može primjeniti i na ovo istraživanje jer su ispitanici tijekom akcelerometrijskog mjerenja primali audio signal svakih 0,8 sekundi koji je davao ritam ciklusima otvaranja-zatvaranja.

Osim navedenih ekstrinzičnih čimbenika, vršena su i različita istraživanja utjecaja intrinzičnih čimbenika poput dobi, spola, zubnoga statusa te patoloških stanja žvačnog sustava na kretnje donje čeljusti (125).

Hansdottir i sur. (126) istraživali su utjecaj boli u čeljusnom zglobu na kretnje donje čeljusti u odnosu na zdrave ispitanike. U istraživanju je sudjelovalo 20 ispitanika ženskog spola, starosti od 19 do 45 godina s jednostranom boli u čeljusnom zglobu. Njihovi su rezultati uspoređeni s rezultatima 20 zdravih ispitanika. Kretnje donje čeljusti analizirane su pomoću gnatografskog sustava Siemens JT3 čiji je magnet pomoću voska bio pričvršćen za donje središnje sjekutiće. Kretnje su bilježene za vrijeme žvakanja mekane gume. Osim kretnji, mjeren je i iznos maksimalnog neasistiranog otvaranja usta, brzine žvakanja pri otvaranju i zatvaranju

usta te trajanje žvačnog ciklusa. U simptomatskoj skupini maksimalno neasistirano otvaranje usta prosječno je iznosilo $42 \pm 8,8$ mm, a u kontrolnoj, asimptomatskoj skupini, $52 \pm 3,6$ mm. Navedeni rezultat u skladu je s mjerenjima dobivenim u ovom istraživanju na zdravim ispitanicima ($56,3 \pm 7$ mm). Osim toga, brzine otvaranja tijekom žvačnog ciklusa iznosile su $134 \pm 41,3$ mm/s za simptomatsku skupinu ispitanika te $151 \pm 36,0$ mm/s za kontrolnu skupinu. Brzine u fazi zatvaranja iznosile su $142 \pm 46,0$ mm/s za simptomatsku te $173 \pm 43,2$ mm/s za asimptomatsku skupinu. Prosječno trajanje žvačnog ciklusa iznosilo je $948 \pm 184,5$ ms za simptomatsku, a $765 \pm 102,3$ za kontrolnu skupinu. Prosječan iznos otvaranja tijekom žvačnog ciklusa bio je jednak u obje skupine i iznosio je $23 \pm 4,5$ mm. Zanimljivo je da su brzine u fazi zatvaranja veće od onih u fazi otvaranja i to u obje skupine. Zamislimo li da su, kojim slučajem, ispitanici otvarali usta do iznosa maksimalnog neasistirano otvaranja, dobili bismo vrijednosti brzina koje bi bile u skladu s brzinama dobivenim u ovom istraživanju.

Buschang i sur. (127) istraživali su utjecaj dubokog zagriža, odnosno povećanog vertikalnog prijeklopa, na kinematiku žvačnih ciklusa. U istraživanju je sudjelovalo 23 ispitanika (10 muških i 13 ženskih) starosti od 18 do 40 godina s povećanim vertikalnim prijeklopom (više od pola visine donjih sjekutića). U kontrolnoj skupini nalazilo se 24 ispitanika (11 muških i 13 ženskih) starosti od 21 do 36 godina koji su imali klasu I, te horizontalni i vertikalni prijeklop manji od 2 mm. Mjerenja su vršena optoelektroničkim uređajem Optotrak tijekom žvakanja žvakaće gume. Rezultati istraživanja pokazali su da je prosječno trajanje žvačnog ciklusa 0,848 s u ispitnoj te 0,871 s u kontrolnoj skupini. Iznos vertikalnog otvaranja

tijekom žvakanja iznosio je prosječno 7,65 mm u ispitnoj te 9,02 mm u kontrolnoj skupini. Maksimalne vertikalne brzine iznosile su 49,24 mm/s u ispitnoj te 60,82 mm/s u kontrolnoj skupini. Ukupna 3-D brzina iznosila je 66,32 mm/s u ispitnoj te 74,69 mm/s u kontrolnoj skupini. Ovakve su vrijednosti u skladu s ovim istraživanjem.

Uzevši u obzir rezultate reproducibilnosti, odnosno vrijednosti interklasnog korelacijskog koeficijenta, u daljnjim bi analizama i primjenama metode opisane u ovom magistarskom radu, bilo potrebno baratati prosječnim vrijednostima nekoliko uzastopnih mjerenja. Budući da je izvođenje bilo kakve kretnje u lokomotornom sustavu izrazito teško ponovljivo u smislu postizanja iste brzine, smatram da je opravdano rezultate ponovljenih mjerenja iskazati kao prosječnu vrijednost određenog niza uzastopnih mjerenja. Na taj će se način dodatno umanjiti eventualne pogreške sustava i metode. Korištenjem prosječnih vrijednosti moglo bi se onda, primjerice, ispitati postoje li razlike između zdrave populacije i one s temporomandibularnim poremećajima.

Razmatrajući problematiku proprioceptivnih refleksa u žvačnom sustavu kao i njihovu ulogu u kretanjama donje čeljusti smatram da bi bilo opravdano ovom metodom istražiti i to područje. Primjerice, ispitati utjecaj parodontalnih receptora i okluzijskih dodira na dinamiku kretnji donje čeljusti. U tom bi se istraživanju mogla iskoristiti metodologija selektivnog isključivanja parodontalnih receptora koja je opisana u radu Lobbezooa i sur. (128).

S aspekta budućih istraživanja zanimljivo je i ono Calauttia i sur. (110) koji su primjenom troosnog akcelerometrijskog senzora istraživali neuromuskularni

oporavak bolesnika nakon pretrpljenog moždanog udara. Slična bi se metodologija mogla primjeniti i u području temporomandibularnih poremećaja, primjerice, u istraživanju razlika između zdravih ispitanika i ispitanika s temporomandibularnim poremećajima te prije, za vrijeme i nakon terapije okuzijskim udlagama.

Također bi bilo potrebno primjenom 3-D akcelerometrijske metode istražiti utjecaje tjelesne posture i različitih položaja glave na dinamiku žvačnog sustava. U literaturi postoje brojni radovi čije bi se metodologije moglo iskoristiti u osmišljavanju nekih budućih istraživanja (129-134).

3-D akcelerometrija se danas uglavnom uvelike primjenjuje u istraživanjima lokomotornog sustava. Iz tog su polja najčešća istraživanja hoda, odnosno, vremensko-prostornih karakteristika i obrazaca ljudskog hoda. Metodologije iz tih istraživanja (135-136), također bi se mogle primjeniti i u žvačnom sustavu.

Smatram da je metoda 3-D akcelerometrije opisana u ovom radu jedna neinvazivna, eksperimentalna i ekonomski isplativa metoda čije se dodatno vrednovanje može provesti jedino na načine da ju se primjeni u onim područjima koja su već istražena provjerenim i učinkovitim metodama poput optoelektroničkih, elektrogatografskih i elektromiografskih metoda.

Temeljem ovog istraživanja može se zaključiti sljedeće:

1. Ovo istraživanje dokazalo je da zdravi ispitanici bez obzira na dob i spol u zadanom ritmu od 1,25 Hz postižu približno ujednačene brzine otvaranja odnosno zatvaranja usta.
2. Na brzine otvaranja, zatvaranja te vremenske intervale nisu utjecali nikakvi drugi faktori. Uglavnom nema značajnih razlika niti korelacija u brzinama i vremenskim intervalima otvaranja i zatvaranja u ponovljenim mjerenjima.
3. Jedine statistički značajne razlike zabilježene su generalno između brzina otvaranja i zatvaranja usta, no nema razlika između cikusa, za kombinacije ciklus x spol, akcija x spol, ciklus x akcija te ciklus x akcija x spol.
4. Brzine zatvaranja su statistički značajno veće od brzina otvaranja bez obzira na dob i spol.
5. Metoda 3-D akcelerometrije primjenjiva je za daljnje analize biodinamike žvačnoga sustava.

U ovom je istraživanju opisana i uspostavljena nova metoda za istraživanje biodinamike žvačnog sustava, odnosno kretnji donje čeljusti. Metoda se temelji na primjeni troosnih akcelerometrijskih senzora.

Istraživanje je obuhvatilo 28 ispitanika obaju spolova: 12 ženskih u dobi od 23 do 38 godina (prosječne dobi $28,2 \pm 4,9$) te 16 muških u dobi od 25 do 38 godina (prosječne dobi $29,9 \pm 4,6$).

U radu su detaljno opisani način primjene troosnih akcelerometrijskih senzora te postupci obrade i interpretacije dobivenih rezultata. Također je opisana metoda za izračunavanje stvarnih vertikalnih brzina donje čeljusti iz akcelerometrijskih podataka.

Preliminarni rezultati istraživanja pokazali su da zdravi ispitanici bez obzira na dob i spol u zadanom ritmu od 1,25 Hz postižu približno ujednačene brzine otvaranja odnosno zatvaranja usta. Na brzine otvaranja, zatvaranja te vremenske intervale nisu utjecali nikakvi drugi faktori. Brzine zatvaranja bile su statistički značajno veće od brzina otvaranja bez obzira na dob i spol. Rezultati istraživanja opravdali su daljnju primjenu opisane metode 3-D akceleroigrafije u daljnim istraživanjima biodinamike žvačnog sustava.

Usability of 3-D accelerometry in jaw motion analysis

A novel 3-D accelerometry method was described and established in this study. Method is based on usage of tri-axial accelerometry sensors.

The total sample included 28 subjects: 12 female and 16 male subject with mean age of 28.2 ± 4.9 years.

Usage of tri-axial accelerometers and data analysis as well as method for calculating true vertical jaw velocities from acquired accelerometry data were described in details.

Preliminary results has show that healthy subjects in given pace of 1,25 Hz reach nearly the same opening and closing velocities regardless of age and sex. No other factors, such as maximum opening distance or overbite had influenced opening and closing velocities nor time intervals between two opening-closing cycles. Closing velocities were significantly higher than opening velocities. These results has justified usage of described 3-D accelerometry method for future studies of masticatory system biodynamics.

1. McNeill C, editor. Science and Practice of Occlusion. Quintessence Publishing Company, Inc., Illionois, USA; 1997.
2. Nigg BM, Herzog W, editors. Biomechanics of the Musculo-Skeletal System. 2nd ed. Chichester: John Wiley & Sons; 1999.
3. Koolstra JH. Dynamics of the Human Masticatory System. Crit Rev Oral Biol Med. 2002;13(4):366-76.
4. Wood WW. A review of masticatory muscle function. J Prosthet Dent. 1987;57(2):222-32.
5. Lund JP. Mastication and its control by the brain stem. Crit Rev Oral Biol Med. 1991;2(1):33-64.
6. Hannam AG, McMillan AS. Internal organization in the human jaw muscles. Crit Rev Oral Biol Med. 1994;5(1):55-89.
7. van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. Anat Rec. 1997;248(3):464-74.
8. van der Helm FC, Veenbaas R. Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. J Biomech. 1991;24(12):1151-63.
9. Werner JA, Tillmann B, Schleicher A. Functional anatomy of the temporomandibular joint. A morphologic study on human autopsy material. Anat Embryol 1991;183(1):89-95.
10. Wish-Baratz S, HersHKovitz I, Arensburg B, Latimer B, Jellema LM. Size and location of the human temporomandibular joint. Am J Phys Anthropol. 1996;101(3):387-400.

11. Okluzija zubi; Gnatologija@net - online priručnik, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu [homepage on the Internet]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; c2007 [cited 2008 June 4]. Available from: http://gnato.sfzg.hr/Prirucnik/1_5_okluzija.htm
12. van Loon JP, Falkenstrom CH, de Bont LG, Verkerke GJ, Stegenga B. The theoretical optimal center of rotation for a temporomandibular joint prosthesis: a three-dimensional kinematic study. *J Dent Res.* 1999;78(1):43-8.
13. Bade H, Schenck C, Koebke J. The function of discomuscular relationships in the human temporomandibular joint. *Acta Anat (Basel).* 1994;151(4):258-67.
14. Schmolke C. The relationship between the temporomandibular joint capsule, articular disc and jaw muscles. *J Anat.* 1994;184(Pt 2):335-45.
15. Isberg A, Westesson PL. Steepness of articular eminence and movement of the condyle and disk in asymptomatic temporomandibular joints. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;86(2):152-7.
16. Wood WW, Takada K, Hannam Ag. The electromyographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing. *Arch Oral Biol.* 1986;31(4):245-53.
17. Koole P, Beenhakker F, de Jongh HJ, Boering G. A standardized technique for the placement of electrodes in the two heads of the lateral pterygoid muscle. *Cranio.* 1990;8(2):154-62.
18. Murray GM, Orfanos T, Chan JY, Wanigaratne K, Klineberg IJ. Electromyographic activity of the human lateral pterygoid muscle during

- contralateral and protrusive jaw movements. Arch Oral Biol. 1999;44(3):269-85.
19. Naeije M, Van der Weijden JJ, Megens CC. OKAS-3D: optoelectronic jaw movement recording system with six degrees of freedom. Med Biol Eng Comput. 1995;33(5):683-8.
20. Griffin CJ, Malor R. An analysis of mandibular movement. Front Oral Physiol. 1974;1(0):159-98.
21. Brown T. Mandibular movements. Monogr Oral Sci. 1975;4:126-50.
22. Goodson JM, Johansen E. Analysis of human mandibular movement. Monogr Oral Sci. 1975;5:1-80.
23. Wang XD, Yang C, Goddard G, Qiu WL. Normal and pathological anatomy of the TMJ viewed by computerized panoramic arthroscopic images. Cranio. 2003;21(3):196-201.
24. Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, Dussek JE et al., editors. Gray's anatomy. 38th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1995.
25. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 5th ed. Mosby Inc., St. Louis, USA; 2003.
26. Schumacher GH. Funktionelle Anatomie des orofazialen Systems. Berlin: VEB Verlag Volk und Gesundheit; 1983.
27. Andrews JG, Hay JG. Biomechanical considerations in the modeling of muscle function. Acta Morphol Neerl Scand. 1983;21(3):199-223.

28. Donzelli PS, Gallo LM, Spilker RL, Palla S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements. *J Biomech.* 2004;37(11):1787-91.
29. Juniper RP. The superior pterygoid muscle? *Br J Oral Surg.* 1981;19(2):121-8.
30. van Eijden TM, Koolstra JH, Brugman P. Three-dimensional structure of the human temporalis muscle. *Anat Rec.* 1996;246(4):565-72.
31. Ottenhoff FA, van der Bilt A, van der Glas HW, Bosman F. Control of human jaw elevator muscle activity during simulated chewing with varying bolus size. *Exp Brain Res.* 1993;96(3):501-12.
32. Thexton AJ. Mastication and swallowing: an overview. *Br Dent J.* 1992;173(6):197-206.
33. Peyron MA, Maskawi K, Woda A, Tanguay R, Lund JP. Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res.* 1997;76(3):789-95.
34. Blanksma NG, van Eijden TM. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open/close excursions, and chewing. *J Dent Res.* 1995;74(6):1318-27.
35. Blanksma NG, van Eijden TM, van Ruijven LJ, Weijs WA. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. *J Dent Res.* 1997;76(1):542-51.
36. van Eijden TM, Turkawski SJ. Morphology and physiology of masticatory muscle motor units. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(1):76-91.

37. Muto T, Kanazawa M. Positional change of the hyoid bone at maximal mouth opening. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77(5):451-5.
38. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):123-36.
39. Barbenel JC. The mechanics of the temporomandibular joint--a theoretical and electromyographical study. *J Oral Rehabil.* 1974;1(1):19-27.
40. Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech.* 1980;13(9):755-63.
41. Osborn JW, Baragar FA. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces. *J Biomech.* 1985;18(8):599-612.
42. Weijs WA. The functional significance of morphological variation of the human mandible and masticatory muscles. *Acta Morphol Neerl Scand.* 1989;27(1-2):149-62.
43. Van Eijden TM, Brugman P, Weijs WA, Oosting J. Coactivation of jaw muscles: recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. *J Biomech.* 1990;23(5):475-85.
44. Koolstra JH, van Eijden TM. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. *J Biomech.* 1992;25(2):175-87.
45. Koolstra JH, van Eijden TM. The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *J Biomech.* 1997;30(9):943-50.

46. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anat Rec.* 1990;226(4):414-22.
47. Rubin CT, McLeod KJ, Bain SD. Functional strains and cortical bone adaptation: epigenetic assurance of skeletal integrity. *J Biomech.* 1990;23 Suppl 1:43-54.
48. Hannam AG. Dynamic modeling and jaw biomechanics. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:59-65.
49. Baragar FA, Osborn JW. A model relating patterns of human jaw movement to biomechanical constraints. *J Biomech.* 1984;17(10):757-67.
50. Gal JA, Gallo LM, Palla S, Murray G, Klineberg I. Analysis of human mandibular mechanics based on screw theory and in vivo data. *J Biomech.* 2004 Sep;37(9):1405-12.
51. Kinzel GL, Hall AS Jr, Hillberry BM. Measurement of the total motion between two body segments. I. Analytical development. *J Biomech.* 1972;5(1):93-105.
52. Gallo LM, Fushima K, Palla S. Mandibular helical axis pathways during mastication. *J Dent Res.* 2000;79(8):1566-72.
53. Lindauer SJ, Sabol G, Isaacson RJ, Davidovitch M. Condylar movement and mandibular rotation during jaw opening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(6):573-7.
54. Chen X. The instantaneous center of rotation during human jaw opening and its significance in interpreting the functional meaning of condylar translation. *Am J Phys Anthropol.* 1998;106(1):35-46.

55. Gallo LM, Brasi M, Ernst B, Palla S. Relevance of mandibular helical axis analysis in functional and dysfunctional TMJs. *J Biomech.* 2006;39(9):1716-25.
56. Gallo LM, Airoidi GB, Airoidi RL, Palla S. Description of mandibular finite helical axis pathways in asymptomatic subjects. *J Dent Res.* 1997;76(2):704-13.
57. Chen J, Katona TR. The limitations of the instantaneous centre of rotation in joint research. *J Oral Rehabil.* 1999;26(4):274-9.
58. Koolstra JH, van Eijden TM. Biomechanical analysis of jaw-closing movements. *J Dent Res.* 1995;74(9):1564-70.
59. Huddleston Slater JJ, Visscher CM, Lobbezoo F, Naeije M. The intra-articular distance within the TMJ during free and loaded closing movements. *J Dent Res.* 1999 Dec;78(12):1815-20.
60. Naeije M, Huddleston Slater JJ, Lobbezoo F. Variation in movement traces of the kinematic center of the temporomandibular joint. *J Orofac Pain.* 1999 Spring;13(2):121-7.
61. Baron P, Debussy T. A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man. *Arch Oral Biol.* 1979;24(7):547-53.
62. Goto TK, Langenbach GE, Koriath TW, Hagiwara M, Tonndorf ML, Hannam AG. Functional movements of putative jaw muscle insertions. *Anat Rec.* 1995;242(2):278-88.
63. Goto TK, Langenbach GE, Hannam AG. Length changes in the human masseter muscle after jaw movement. *Anat Rec.* 2001;262(3):293-300.

64. Koolstra JH, van Eijden TM, van Spronsen PH, Weijs WA, Valk J. Computer-assisted estimation of lines of action of human masticatory muscles reconstructed in vivo by means of magnetic resonance imaging of parallel sections. *Arch Oral Biol.* 1990;35(7):549-56.
65. 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(3):313-28.
66. Weijs WA, Hillen B. Cross-sectional areas and estimated intrinsic strength of the human jaw muscles. *Acta Morphol Neerl Scand.* 1985;23(3):267-74.
67. Koolstra JH, van Eijden TM. Dynamics of the human masticatory muscles during a jaw open-close movement. *J Biomech.* 1997;30(9):883-9.
68. Koolstra JH, van Eijden TM. Influence of the dynamical properties of the human masticatory muscles on jaw closing movements. *Eur J Morphol.* 1996;34(1):11-8.
69. Langenbach GE, Hannam AG. The role of passive muscle tensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw. *Arch Oral Biol.* 1999;44(7):557-73.
70. Weijs WA, Korfage JA, Langenbach GJ. The functional significance of the position of the centre of rotation for jaw opening and closing in the rabbit. *J Anat.* 1989;162:133-48.
71. Slager GE, Otten E, van Eijden TM, van Willigen JD. Mathematical model of the human jaw system simulating static biting and movements after unloading. *J Neurophysiol.* 1997;78(6):3222-33.

72. Moller E. The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its Korelacija to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl.* 1966;280:1-229.
73. Celebic A, Alajbeg ZI, Kraljevic-Simunkovic S, Valentic-Peruzovic M. Influence of different condylar and incisal guidance ratios to the activity of anterior and posterior temporal muscle. *Arch Oral Biol.* 2007;52(2):142-8.
74. Alajbeg IZ, Valentic-Peruzovic M, Alajbeg I, Cifrek M. The influence of age and dental status on elevator and depressor muscle activity *J Oral Rehabil.* 2006;33(2):94–101.
75. Blanksma NG, Van Eijden TM, Weijs WA. Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle. *J Dent Res.* 1992;71(1):47-52.
76. Murray GM, Phanachet I, Klineberg IJ. Electromyographic evidence for functional heterogeneity in the inferior head of the human lateral pterygoid muscle: a preliminary multi-unit study. *Clin Neurophysiol.* 1999;110(5):944-50.
77. McMillan AS, Watson C, Walshaw D. Transcranial magnetic-stimulation mapping of the cortical topography of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol.* 1998;43(12):925-31.
78. Zwijnenburg AJ, Lobbezoo F, Kroon GW, Naeije M. Mandibular movements in response to electrical stimulation of superficial and deep parts of the human masseter muscle at different jaw positions. *Arch Oral Biol.* 1999;44(5):395-401.
79. Lobbezoo F, Zwijnenburg AJ, Naeije M. Functional subdivision of the human masseter and temporalis muscles as shown by the condylar movement

- response to electrical muscle stimulation. *J Oral Rehabil.* 2000;27(10):887-92.
80. Watson C, Walshaw D, McMillan AS. Effect of motor tasks on the cortical topography of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol.* 2000;45(9):767-73.
81. Osborn JW. A model to describe how ligaments may control symmetrical jaw opening movements in man. *J Oral Rehabil.* 1993;20(6):585-604.
82. Stern JT Jr. Letter: Biomechanical significance of the instantaneous center of rotation: the human temporomandibular joint. *J Biomech.* 1974;7(1):109-10.
83. Zwijnenburg AJ, Kroon GW, Verbeeten B Jr, Naeije M. Jaw movement responses to electrical stimulation of different parts of the human temporalis muscle. *J Dent Res.* 1996;75(10):1798-803.
84. Koolstra JH, van Eijden TM. Three-dimensional dynamical capabilities of the human masticatory muscles. *J Biomech.* 1999;32(2):145-52.
85. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech.* 2000;33(3):307-16.
86. Beek M, Koolstra JH, van Eijden TM. Human temporomandibular joint disc cartilage as a poroelastic material. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(1):69-76.
87. Beek M, Aarnts MP, Koolstra JH, Feilzer AJ, van Eijden TM. Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc. *J Dent Res.* 2001;80(3):876-80.

88. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res.* 2001;80(10):1913-8.
89. Yatabe M, Zwijnenburg A, Megens CC, Naeije M. aMovements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing. *J Dent Res.* 1997;76(2):714-9.
90. Woo SL, Johnson GA, Smith BA. Mathematical modeling of ligaments and tendons. *J Biomech Eng.* 1993;115(4B):468-73.
91. Ramfjord SP, Ash MM. Occlusion. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co; 1971.
92. Crawford SD. Condylar axis position, as determined by the occlusion and measured by the CPI instrument, and signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. *Angle Orthod.* 1999;69(2):103-16.
93. Koolstra JH, Naeije M, van Eijden TM. The three-dimensional active envelope of jaw border movement and its determinants. *J Dent Res.* 2001;80(10):1908-12.
94. Koolstra JH, van Eijden TM. A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system. *J Biomech.* 2001;34(9):1179-88.
95. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21(7):563-76.
96. van der Bilt A, Engelen L, Pereira LJ, van der Glas HW, Abbink JH. Oral physiology and mastication. *Physiol Behav.* 2006;89(1):22-7.

97. Gibbs CH, Messerman T, Reswick JB, Derda HJ. Functional movements of the mandible. *J Prosthet Dent.* 1971;26(6):604-20.
98. Peyron MA, Maskawi K, Woda A, Tanguay R, Lund JP. Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res.* 1997 Mar;76(3):789-95.
99. Foster KD, Woda A, Peyron MA. Effect of texture of plastic and elastic model foods on the parameters of mastication. *J Neurophysiol.* 2006 Jun;95(6):3469-79.
100. Lewin A. *Electrognathographics: atlas of diagnostic procedures and interpretation.* Chichago: Quintessence Publishing Co; 1985.
101. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):123-36.
102. Epstein M, Herzog W. *Theoretical models of skeletal muscle: biological and mathematical considerations.* Chichester: John Wiley & Sons; 1998.
103. Lemos RR, Epstein M, Herzog W, Wyvill B. A framework for structured modeling of skeletal muscle. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004 Dec;7(6):305-17.
104. Turkawski SJ, van Ruijven LJ, van Kuyen M, Schreurs AW, Weijs WA. A new transducer system for direct motor unit force measurement. *J Biomech.* 1996 Nov;29(11):1491-6.
105. Ostry DJ, Flanagan JR. Human jaw movement in mastication and speech. *Arch Oral Biol.* 1989;34(9):685-93.
106. Peck CC, Langenbach GE, Hannam AG. Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening. *Arch Oral Biol.* 2000

Nov;45(11):963-82.

107. Roth RH, Williams RE. Comment on condylar movement and mandibular rotation during jaw opening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(3):21A-23A.
108. Trost SG, McIver KL, Pate RR. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(11 Suppl):S531-43.
109. MicroStrain, Inc. G-Link™ Wireless Acceleration Measurement System Hardware User Manual (Rev 1.5, August 2004) [manual on the Internet]. MicroStrain, Inc., Willistone, USA; 2004 [cited 2008 May 20]. Available from: http://www.microstrain.com/usermanuals/GLink_usermanual.pdf
110. Calautti C, Jones PS, Persaud N, Guinestre JY, Naccarato M, Warburton EA, Baron JC. Quantification of index tapping regularity after stroke with tri-axial accelerometry. *Brain Res Bull.* 2006;70(1):1-7.
111. Calautti C, Baron JC. Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review. *Stroke.* 2003;34(6):1553-66.
112. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders. *J Craniomandibular Disord.* 1992;6(4): 301-55.
113. Bland JM, Altman DG. Measurement error. *BMJ.* 1996;312(7047):1654.
114. Grant AA. Some aspects of mandibular movement: acceleration and horizontal distortion. *Ann Acad Med Singapore.* 1986;15(3):305-10.
115. Kiliaridis S, Karlsson S, Kjellberg H. Characteristics of masticatory mandibular movements and velocity in growing individuals and young

- adults. *J Dent Res.* 1991;70(10):1367-70.
116. Peyron MA, Maskawi K, Woda A, Tanguay R, Lund JP. Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res.* 1997;76(3):789-95.
117. Ow RK, Carlsson GE, Karlsson S. Relationship of masticatory mandibular movements to masticatory performance of dentate adults: a method study. *J Oral Rehabil.* 1998;25(11):821-9.
118. Christensen LV, McKay DC. Kinematic and kinetic observations on ballistic depression and elevation of the human mandible. *J Oral Rehabil.* 2000;27(6):494-507.
119. Throckmorton GS, Buschang BH, Hayasaki H, Phelan T. The effects of chewing rates on mandibular kinematics. *J Oral Rehabil.* 2001;28(4):328-34.
120. Flavel SC, Nordstrom MA, Miles TS. A simple and inexpensive system for monitoring jaw movements in ambulatory humans. *J Biomech.* 2002;35(5):573-7.
121. Peyron A, Lassauzay C, Woda A. Effects of increased hardness on jaw movement and muscle activity during chewing of visco-elastic model foods. *Exp Brain Res.* 2002;142(1):41-51.
122. Toshiaki S, Shyo H, Iwao H. Fundamental study on the development of a measuring device using an accelerometer. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 2002;69(4):251-7.
123. Anderson K, Throckmorton GS, Buschang PH, Hayasaki H. The effects of bolus hardness on masticatory kinematics. *J Oral Rehabil.* 2002;29(7):689-96.

124. Wintergerst AM, Buschang PH, Hutchins B, Throckmorton GS. Effect of an auditory cue on chewing cycle kinematics. *Arch Oral Biol.* 2006;51(1):50-7.
125. Woda A, Foster K, Mishellany A, Peyron MA. Adaptation of healthy mastication to factors pertaining to the individual or to the food. *Physiol Behav.* 2006;89(1):28-35.
126. Hansdottir R, Bakke M. Joint tenderness, jaw opening, chewing velocity, and bite force in patients with temporomandibular joint pain and matched healthy control subjects. *J Orofac Pain.* 2004;18(2):108-13.
127. Buschang PH, Throckmorton GS, Austin D, Wintergerst AM. Chewing cycle kinematics of subjects with deepbite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(5):627-34.
128. Lobbezoo F, Verheij JG, Naeije M. Influence of periodontal receptors on the jaw-jerk reflex amplitude in man. *Eur J Oral Sci.* 2001;109(1):40-3.
129. Zafar H, Nordh E, Eriksson PO. Temporal coordination between mandibular and head-neck movements during jaw opening-closing tasks in man. *Arch Oral Biol.* 2000;45(8):675-82.
130. Torisu T, Yamabe Y, Hashimoto N, Yoshimatsu T, Fujii H. Head movement properties during voluntary rapid jaw movement in humans. *J Oral Rehabil.* 2001;28(12):1144-52.
131. Visscher CM, De Boer W, Lobbezoo F, Habets LL, Naeije M. Is there a relationship between head posture and craniomandibular pain? *J Oral Rehabil.* 2002;29(11):1030-6.
132. Kibana Y, Ishijima T, Hirai T. Occlusal support and head posture. *J Oral Rehabil.* 2002;29(1):58-63.

133. Zafar H, Nordh E, Eriksson PO. Spatiotemporal consistency of human mandibular and head-neck movement trajectories during jaw opening-closing tasks. *Exp Brain Res*. 2002;146(1):70-6.
134. Miyaoka S, Hirano H, Miyaoka Y, Yamada Y. Head movement associated with performance of mandibular tasks. *J Oral Rehabil*. 2004;31(9):843-50.
135. Brandes M, Zijlstra W, Heikens S, van Lummel R, Rosenbaum D. Accelerometry based assessment of gait parameters in children. *Gait Posture*. 2006;24(4):482-6.
136. Wang N, Ambikairajah E, Lovell NH, Celler BG. Accelerometry based classification of walking patterns using time-frequency analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2007;2007:4899-902.

Ivica Pelivan rođen je 29. rujna 1978. godine u Bugojnu, BiH. Osnovnu i srednju školu završio je u Trogiru. U srpnju 1997. godine upisuje dodiplomski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Dobitnik je Rektorove nagrade 2002. godine. Studij je završio u srpnju 2003. godine s prosječnom ocjenom svih položenih ispita 4,75. U prosincu 2003. godine upisao je znanstveni poslijediplomski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu za stjecanje stupnja magistar znanosti.

Obavezni pripravnički staž odradio je u Stomatološkoj poliklinici Split i Klinici za stomatologiju KBC-a Zagreb. Stručni ispit položio je u prosincu 2004. godine. Od veljače 2004. godine radi kao asistent - znanstveni novak na Zavodu za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Dobitnik je „*IADR Travel Stipend Award 2006*“ koju dodjeljuje International Association for Dental Research za rad iz područja akcelerometrije s kojim je aktivno sudjelovao na PEF IADR kongresu u Dublinu, Irska, 2006. godine.

Aktivno se služi engleskim i njemačkim jezikom.