

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta strojní

Studijní obor: Biomechanika



MUDr. Ing. Radek Jirman, MBA

Biomechanika čelistního kloubu a jeho náhrady

Disertační práce

Školitel: prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc.

Praha 2014

<i>Název</i>	Biomechanika čelistního kloubu a jeho náhrady
<i>Autor</i>	MUDr. Ing. Radek Jirman, MBA
<i>Školitel</i>	prof. Ing. Svatava Konvičková, CSc.
<i>Školitel specialista</i>	Ing. Zdeněk Horák, Ph.D.
<i>Fakulta</i>	Fakulta strojní
<i>Ústav</i>	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
<i>Adresa</i>	Technická 4, Praha 6, 166 07, Česká republika
<i>Studijní obor</i>	Biomechanika
<i>Počet stránek</i>	155
<i>Počet obrázků</i>	71
<i>Počet tabulek</i>	13
<i>Počet příloh</i>	4

Úvod

Temporomandibulární poruchy představují komplexní, značně heterogenní skupiny stavů, které postihují temporomandibulární kloub, žvýkací svaly nebo obojí. Temporomandibulárními poruchami trpí v současné době 20% populace a odhaduje se, že jenom 40% postižených se úspěšně vyléčí a zbaví obtíží.

Epidemiologická studie provedená v USA na velkém souboru obyvatel ukazují, že 75% populace má alespoň jeden z objektivních příznaků TM dysfunkce (kloubní zvukové fenomény, deviace dolní čelisti při otvírání úst, epizody křečí žvýkacích svalů) a 33% obyvatelstva má alespoň jeden ze subjektivních příznaků TM poruchy (bolesti tváře, čelisti). Přestože výskyt čelistních poruch je v populaci vysoký, lékařskou pomoc pro toto postižení vyhledají pouze 4% obyvatelstva.

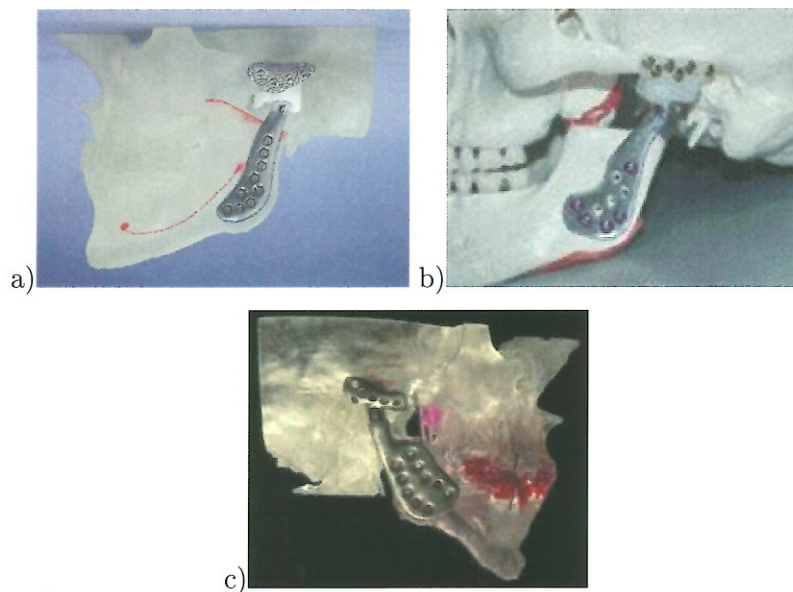
Alarmující skutečností je i posun věkové hranice pacientů s TM dysfunkcí do nižšího věku. Podle údajů některých autorů až 65% pacientů je ve věku mezi 20 - 50 lety. Většina autorů se shoduje na poměru postižení žen a mužů mezi 3:1 až 9:1, tedy častější postižení ženské části populace.

Nejčastějšími příznaky temporomandibulárních poruch jsou bolesti v preaurikulární oblasti (často vyzařující do úhlu dolní čelisti, do temporální a cervikální oblasti nebo do ucha), dále změny pohyblivosti dolní čelisti, zvukové fenomény v kloubu a palpační citlivost žvýkacích svalů. Méně často provázejí dysfunkci symptomy vestibulokochleární jako tinnitus, vertigo, pocit zalehlého ucha nebo zhoršení sluchu. Chronické formy temporomandibulárních dysfunkcí spojené s bolestí vedou k narušení pracovních nebo sociálních interakcí, které pak ve svých důsledcích jsou příčinou poruch kvality života.

Jako hlavní etiologické faktory temporomandibulárních dysfunkcí se uvádějí poruchy okluze a artikulace, mikrotraumata při čelistních parafunkcích (teorie okluzně - mechanická) a vlivy zvýšené psychické tenze nemocného (teorie psychogenní).

Značná část této práce je zaměřena na biomechaniku čelistního skloubení, vývoj totální náhrady čelistního kloubu, která je v současné době jedním z nejvíce diskutovaných problémů v klinické praxi. Temporomandibulární kloub je totiž jedním z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Zajišťuje dynamické spojení mezi bazí lební a dolní čelistí. Jeho jedinečnost spočívá především v tom, že dva stejné klouby se vyskytují na jedné kosti, dolní čelisti, a tak jakýkoliv pohyb nebo funkční odchylka jednoho z nich ovlivňuje i kloub druhý. Poznatky získané z biomechanických experimentálních studií v budoucnosti nepochybně výrazným způsobem přispějí k prohloubení znalostí o temporomandibulárních poruchách.

Při rekonstrukci čelistního kloubu se používají dva typy náhrad, celková náhrada TM kloubu složená z náhrady kondylu a náhrady fossa eminentia a nebo částečná náhrada TM kloubu (hemiarthroplastica) tj. pouze náhrada fossa eminentia. V klinické praxi se v současnosti používají tři druhy totálních náhrad čelistního kloubu: TMJ Concepts® (TMJ Concepts Inc) (viz Obr. 1a), The Christensen® (TMJ Inc) (viz Obr. 1c) a Lorenz® (Biomet Inc) (viz Obr. 1b). Všechny tři firmy mají podobnou konstrukci totální náhrady, která je složená ze dvou částí, tak jak byly popsány výše. Rozdílný je charakter pohybu, který náhrady svou konstrukcí provádějí. Náhrada The Christensen® umožňuje pouze sférický (kulový) pohyb kondylu v jamce, zatímco náhrady TMJ Concepts® a Lorenz® umožňují současný rotační a posuvný pohyb kondylu v jamce. Tento druhý způsob je blíže reálné situaci pohybu fyziologického čelistního kloubu.



Obrázek 1: V klinické praxi používané totální náhrady TMK: a) TMJ Concepts®, b) Lorenz®, c) The Christensen®.

Přestože výše uvedené totální náhrady čelistního kloubu jsou používány v klinické praxi již celou řadu let, jejich hlavní nevýhodou je nutnost provedení resekce kostní tkáně při jejich implantaci. Resekce je prováděna v místě kloubní jamky a na povrchu dolní čelisti, ke kterému je připevněna kondylární část náhrady. Tyto resekce zásadním způsobem oslabují nosnost kostní tkáně (hlavně u kondylární části) a i přesnost implantace náhrady. Právě přesnost implantace je zcela zásadní pro optimální přenos sil což může vést ke snížení životnosti nejen vlastní náhrady, ale i k přetížení druhostranného kloubu.

Obsáhnout celou šíři medicínského problému označovaného jako temporomandibulární dysfunkce je velmi obtížné vzhledem ke složitosti této problematiky, která kromě stomatology zasahuje i do celé řady dalších medicínských oborů (revmatologie, neurologie, psychiatrie, rehabilitace, interní subdisciplíny a další). Naší snahou bylo reflektovat celý problém především s ohledem využití získaných poznatků pro potřeby praktických lékařů a stomatologů.

Anotace

Temporomandibulární poruchy představují komplexní, značně heterogenní skupiny stavů, které postihují temporomandibulární kloub (TMK), žvýkácí svaly nebo obojí. TM poruchami trpí v současné době 20% populace a odhaduje se, že jenom 40% postižených se úspěšně vyléčí a zbaví obtíží. V první části této práci je prezentována anatomie, fyziologie, etiologie, diagnostika spolu se stanoveným klasifikačním schématem a klinická léčba poruch čelistního kloubu. Nosným tématem práce je provedení podrobné analýzy biomechaniky čelistního kloubu pomocí řady experimentálních měření a numerických MKP simulací. Získané výsledky byly následně použity jako vstupní data pro konstrukční návrh a výrobu nového typu individuální endoprotézy čelistního kloubu, který respektuje fyziologické zatížení TMK. Funkčnost a spolehlivost této náhrady při fyziologickém zatížení byla verifikována numerickými MKP analýzami. Následně byla na základě takto získaných zkušeností navržena metodika výroby individuálních custom made implantátů rozsáhlých skeletálních defektů. Použití těchto náhrad v klinické praxi je prezentováno v závěru práce na několika vybraných kazuistických sdělení.

Klíčová slova: temporomandibulární poruchy, TM kloub, totální náhrada TMK, individuální náhrady, biomechanika TM kloubu.

Annotation

The temporomandibular disorders (TMD) are complex, very heterogeneous groups of conditions, which affect the temporomandibular joint (TMJ), muscles, or both together. Currently, 20% of the population suffer from TM disorders, and it is estimated that only 40% of the afflicted people will be successfully cured and will be freed from their complaints. The first part of this study presents the anatomy, physiology, etiology, diagnostics, together with specified classification scheme, and the clinical treatment of the TMJ disorders. The main subject of this study is a detailed analysis of the TMJ biomechanics using numerous experimental measurements and numerical FEM analyses. The obtained results were subsequently used as the input data for the construction design and fabrication of a new type of individual TMJ replacement, which respects the physiologic loading of the TMJ. The functionality and reliability of this replacement during physiologic loading was verified by numerical FEM analyses. Subsequently, based on the experience learned in this way, we devised the methodology for fabrication of individual custom-made implants for large skeletal defects. Use of these implants in clinical practice is presented in several selected casuistic in the conclusion of this thesis.

Key words: temporomandibular disorders, TM joint, TMJ replacement, individual implants, TM joint biomechanics.

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval svým rodičům, za to že mi umožnili studium a za jejich významnou podporu. Dále děkuji své manželce a dětem za jejich podporu, trpělivost a shovívavost po celou dobu mého studia.

Dále bych chtěl na tomto místě poděkovat školitelce prof. Ing. Svatavě Konvičkové, CSc. za její odborné vedení při mé práci. Mé poděkování patří také mým kolegům pracujícím na Stomatologické klinice 1LF UK a VFN v Praze, především mému dlouholetému mentorovi prof. MUDr. Jiřímu Mazánkovi, DrSc., dále i mým kolegům z Fakulty strojní, Laboratoře biomechaniky člověka, zejména Ing. Zdeňku Horákovi, Ph.D. za cenné rady a pomoc.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje.

V Praze dne 9. března 2014

.....
MUDr. Ing. Radek Jirman, MBA

Tato práce vznikla za podpory grantu GAČR 106/07/0023: "Aplikace syntetických biomateriálů pro náhrady obličejové části skeletu lebky".

Obsah

Anotace	3
Poděkování	4
Prohlášení	4
Obsah	7
Seznam obrázků	12
Seznam tabulek	13
Seznam použité symboliky	14
Úvod	15
Cíle práce	17
1 Anatomické souvislosti TMK	19
2 Funkce čelistního kloubu	23
2.1 Poloha dolní čelisti během pohybu	23
2.2 Hlavní pohyby mandibuly	24
2.2.1 Deprese (abdukce), elevace (addukce)	25
2.2.2 Protruze, retruze	25
3 Etiologie a patogeneze kloubní dysfunkce a přilehlé bolesti	27
3.1 Predisponující faktory	29
3.1.1 Vrozená (genetická) predispozice	29
3.1.2 Získané predispozice	32
3.2 Tkáňové změny	35
3.2.1 Artritické změny	35
3.2.2 Vady okluse	39
3.2.3 Neuromuskulární změny	39
3.2.4 Cévní a lymfatické zásobení	40
3.2.5 Propriocepce	41
3.3 Psychologický vliv	42
4 Diagnostika TMP	43
4.1 Vyšetření pacienta	43

4.1.1	Anamnéza	43
4.1.2	Klinické vyšetření	44
4.2	RTG	45
4.3	CT (počítačová tomografie)	45
4.4	Artro(tomo)grafie (ATG)	45
4.5	Nukleární magnetická rezonance (NMR)	46
4.6	Artroskopie čelistního kloubu	47
4.7	Elektromyografické vyšetření (EMG)	47
4.8	Termografie	48
5	Užití dynamické MR k vyšetření temporomandibulárního kloubu	50
5.1	Pacienti a metodika	50
5.2	Výsledky	52
5.3	Závěr	52
6	Biomechanika čelistního kloubu	53
6.1	Základní typy modelů v biomechanice	53
6.2	Kinematika čelistního kloubu	56
6.3	Experimentální měření kinematiky čelistního kloubu a disku	58
6.3.1	Materiál a metodika	59
6.3.2	Výsledky	62
6.3.3	Diskuse a závěr	65
6.4	Výpočtová MKP analýza zatížení čelistního kloubu	66
6.4.1	Materiál a metodika	66
6.4.2	Výsledky	69
6.4.3	Diskuse a závěr	70
6.5	Analýza vlivu resekce v oblasti TMK na zatížení druhostranného kloubu	70
6.5.1	Materiál a metodika	72
6.5.2	Výsledky	74
6.5.3	Diskuse a závěr	76
7	Vývoj nové konstrukce totální náhrady TMK	79
7.1	Konstrukční návrh totální náhrady čelistního kloubu	79
7.1.1	Konstrukce totální náhrady	80
7.1.2	Výpočtové analýzy modelu totální náhrady	81
7.2	Klinická aplikace individuální náhrady čelistního kloubu spolu s částí dolní čelisti	87
7.2.1	Anamnéza pacienta	87
7.2.2	Konstrukční návrh individuální náhrady	89
7.2.3	Výpočtová MKP analýza individuální náhrady	90
8	Individuální 3D náhrady skeletálních defektů	106
8.1	Metodika návrhu a výroby individuálních náhrad	107
8.2	Klinická aplikace individuálních náhrad: vybraná kazuistická sdělení	109
8.2.1	Případ 1: Defekt os nasale	109
8.2.2	Případ 2: Defekt os frontale a os temporale	110
8.2.3	Případ 3: Defekt os frontale	111
8.2.4	Případ 4: Defekt tibie	112
8.2.5	Případ 5: Augmentát dolní čelisti	113

8.2.6	Případ 6: Individuální dlaha dolní čelisti s augmentátem úhlu . .	114
9	Diskuse	115
9.1	Experimentální měření	115
9.2	Biomechanika čelistního kloubu	115
9.3	Totální endoprotéza čelistního kloubu	115
9.4	Individuální náhrady kostních defektů	116
10	Závěr	118
	Literatura	121
A	Klasifikační schéma TMP	134
A.1	Poruchy TMK	134
A.2	Postižení tvrdých tkání čelistí	135
A.3	Poruchy žvýkacího svalstva	136
B	Terapeutický postup u nejčastějších kloubních poruch	138
B.1	Bolest	139
B.1.1	Artritické změny	139
B.1.2	Myospazmus	139
B.1.3	Myofasciální bolest (myofasciální dysfunkční algický syndrom) . .	139
B.1.4	Myositis	139
B.1.5	Lokální myalgie	140
B.2	Lupání v kloubu	140
B.2.1	Dislokace disku s redukcí (DDR)	140
B.3	Omezené otevírání úst	143
B.3.1	Dislokace disku bez redukce (DDNR)	143
B.3.2	Adheze kloubního disku	146
C	Léčba TMP biostimulačním laserem	147
C.1	Cíl studie	148
C.2	Metodika	148
C.3	Hodnocení léčby	149
C.4	Výsledky	149
C.5	Diskuse a závěr	152
D	Soubor pacientů s TMP	153

Seznam obrázků

1	V klinické praxi používané totální náhrady TMK: a) TMJ Concepts [®] , b) Lorenz [®] , c) The Christensen [®]	17
1.1	a) Skelet čelistního kloubu. b) Předozadní řez čelistním kloubem [66]: a - meatus acusticus externus, b - vrstvička chrupavky pokrývající povrch fossa mandibuláris, c - jemné perforace v discus articularis, d - vrstvička kompaktní kosti tvořící povrch fossa mandibularis, e - diskotemporální štěrbina, f - úpon m. pterygoideus lateralis, g - diskomandibulární štěrbina, h - caput mandibulae, i - Zenkerův retroartikulární plastický polštář.	19
1.2	Vazy temporomandibulárního kloubu [101]: a) pravá strana, pohled ze zevní strany; b) pravá strana, pohled ze zevní strany; c) pravá strana, pohled zevnitř.	20
1.3	Žvýkácí svaly [101]: a) pohled zprava; b) pohled zezadu.	21
2.1	a) Postavení hlavice mandibuly při habituální interkuspidaci, b) habituální interkuspidace.	23
2.2	a) Kombinace otáčivého a posuvného pohybu, b) porovnání TMK s dvojosým louskáčkem.	24
2.3	a) Protruzní působení m. pterygoideus lateralis, b) postavení hlavice mandibuly na konci otvíracího pohybu.	25
2.4	Vodící elementy při protruzi při stejné dráze kondylu a řezákovým vodícím úhlu; C-C dráha hlavice mandibuly, H-H dráha hrbolků, OK rovina okluze.	26
2.5	Christensonův fenomén.	26
3.1	Triáda příčin onemocnění TMK.	27
3.2	TMK triáda: a) neuzavřená, bez klinických příznaků, b) uzavřená, s projevem klinických příznaků.	28
3.3	TMK triáda: a) neuzavřená, bez projevů klinických příznaků, b) uzavřená, s projevem klinických příznaků.	28
3.4	Uzavřená TMK triáda bez projevů klinických příznaků.	28
3.5	Oboustranná maseterická hypertrofie, stav před a po chirurgickém snesení maseterické krajiny. Převzato z [71].	29

3.6	Fetální vývoj v 10. týdnu (A) a 13. týdnu (B) [65]	30
3.7	Struktura příčně pruhovaného svalu [99].	39
3.8	Sarkomera [99].	40
3.9	Molekula myosinu [99].	41
3.10	Vzájemný vztah kapilár a svalových vláken. Černé tečky představují kapiláry [11].	41
4.1	Termografické vyšetření obličeje.	49
5.1	34 letá žena, levý TMK, 1.5T MRI. Ventrální luxace TMK vlevo s redukcí. a), b), c) T1 vážený obraz FFE modu při zavření a při postupném otevírání úst (c - maximální otevření).	51
5.2	59-ti letý muž, levý TMK, 1.5T MRI. Ventrální luxace vlevo s redukcí. a), b) T2 vážený obraz TSE modu, c) T1 vážený obraz SE modu, d), e) T1 vážený obraz FFE modu při zavření a při otevření úst.	51
6.1	Dvou rozměrný fotoelastický model zatíženého zubu. Šipky ukazují na místa koncentrace napětí.)	54
6.2	a) Stupně volnosti dolní čelisti [21]. b) Příčná osa mandibuly s naznačenou trajektorií jejího pohybu [21].	57
6.3	a) Neuromuskulární osy charakterizující kinematiku temporomandibulárního kloubu [96], b) $\alpha - \mu$ diagram temporomandibulárního kloubu [96].	58
6.4	a) MRI snímek TMK v pozici se středně otevřenými ústy, s vyznačeným počátečním bodem a zavedeným Kartézským souřadným systémem (CCS); rovina snímku se zvýrazněným kondylem dolní čelisti - C, fossa manibularis - FM a s TM diskem - D. b) Natočení roviny snímku od středu sagitální roviny.	60
6.5	a) Kontury jednotlivých částí TMK s označenými referenčními body od A do H při maximálním otevření úst; b) zavedený souřadný systém, index G - globální CCS, index S - lokální CCS lebky a index M - lokální CCS dolní čelisti.	61
6.6	Ilustrativní zobrazení (bez měřítka) pohybu referenčních bodů (index 1 je pro zavřená ústa, index 6 je pro maximálně otevřená ústa): a) schéma pohybu kondylu dolní čelisti, b) detail pohybu referenčních bodů TM disku, c) zobrazení souřadného systému pro grafickou interpretaci pohybu referenčního bodu.	63
6.7	Pohyb referenčních bodů TM disku a kondylu dolní čelisti: a) pohyb referenčního bodu dolní čelisti F, b) a c) relativní pohyb referenčních bodů TM disku, d) natočení dolní čelisti okolo referenčního bodu F.	64
6.8	Geometrický model poloviny lebky a dolní čelisti spolu se všemi aktivními svaly (červená barva) a vazy (zelená barva).	67

6.9	Výpočtový MKP model poloviny lebky a dolní čelisti. Zobrazeny jsou všechny svaly (connector elementy - červeně), vazy (connector elementy - zeleně) a TM diskus.	68
6.10	Rozložení redukovaného napětí σ_{red} [MPa] a) na lebce a b) na dolní čelisti. c) rozložení kontaktních tlaků P_{press} [MPa] na TM diskusu.	69
6.11	Rozložení redukovaného napětí σ_{red} [MPa] v TM kloubu, a) frontální řez a b) sagitální řez.	70
6.12	a) Komplettní výpočtový MKP model s kloubní jamkou. Svaly (Connector elementy) jsou znázorněny pomocí přímek. Typy resekci kondylu jsou znázorněny na pravém kondylu, b) resekce Type A a c) resekce Type B.	73
6.13	Grafy znázorňující závislost velikosti reakční síly [%] v levém a pravém čelistním kloubu. a) Skus na prvním řezáku, b) skus na levé stoličce, c) skus na pravé stoličce. Totální náhrada čelistního kloubu je zavedena na pravém kloubu.	77
7.1	V klinické praxi používané totální náhrady TMK: a) TMJ Concepts [®] , b) Lorenz [®] , c) The Christensen [®]	79
7.2	Konstrukce navržené totální náhrady čelistního kloubu: kondylární část (červená barva), náhrada kloubní jamky (modrá barva). a) Komplettní náhrada čelistního kloubu, b) kondylární část náhrady, c) náhrada kloubní jamky, d) uspořádání náhrady - detailní pohled zespodu.	82
7.3	Výpočtový model kondylární části náhrady čelistního kloubu. a) Umístění okrajové podmínky reprezentující fixační šrouby, b) zavedení působící síly na vnější povrch artikulující plochy náhrady.	83
7.4	Výpočtový model sestavy totální náhrady čelistního kloubu. Část dolní čelisti (zelená barva), kondylární část náhrady (červená barva) a fixační šrouby (modrá barva).	84
7.5	Rozložení velikosti redukovaných napětí σ_{red} [MPa]: a) pohled z vnější strany, b) pohled z vnitřní strany.	85
7.6	Rozložení velikosti redukovaných napětí σ_{red} [MPa]: a) v celém modelu, b) na části dolní čelisti, c) na kondylární části náhrady, d) ve fixačních šroubech.	86
7.7	Pacientka po levostranné hemimandibulektomii, před rekonstrukční chirurgií.	87
7.8	a) Individuální náhrada části dolní mandibuly s kloubní hlavicí, b) fixace náhrady kloubní jamky, c) vložená náhrada části dolní mandibuly do náhrady kloubní jamky. Zafixovaná individuální náhrada: d) pohled z boku, e) pohled z předu.	88
7.9	a) Geometrický model kostních tkání pacienta po resekci části dolní čelisti - současný stav. b) Geometrický model lebky, zbylé části dolní čelisti, individuální náhrady dolní čelisti (spolu se zubními implantáty) a náhradou kloubní jamky. c) Individuální náhrada levé části dolní čelisti, s náhradou kloubní jamky a ilustrativně nasazenou zubní celokeramickou korunkou.	89

7.10	a) Geometrický model části individuální náhrady dolní čelisti spolu se zubním implantátem a fixačním šroubem, b) řez modelem, c) výpočtový MKP model.	91
7.11	Model zbylé části dolní čelisti, náhrady kloubní jamky a část skeletu lebky: a) geometrický model, b) výpočtový MKP model.	92
7.12	Ukázka okrajových podmínek zavedených pro analýzu šroubového spoje zubního implantátu: a) vazba COUPLING mezi ref. uzlem a plochou abutmentu, b) kontaktní dvojice mezi abutmentem a individuální náhradou, c) kontaktní dvojice mezi fixačním šroubem a individuální náhradou, d) TIE kontakt mezi fixačním šroubem a individuální náhradou, e) zavedení předepnutí do fixačního šroubu.	94
7.13	Ukázka uložení modelu individuální náhrady dolní čelisti.	95
7.14	Ukázka vazbových podmínek zavedených pro analýzu individuální náhrady dolní čelisti: a) model úponu svalu m. temporalis, b) model úponu svalu m. masseter, c) model úponu svalu m. pterygoideus med., d) uchycení svalu m. masseter na náhradě dolní čelisti, e) oblast uložení kondylu zbývající části dolní čelisti, f) uchycení šroubu do kosti, g) uchycení šroubu v náhradě kloubní jamky, h) oblast uložení kloubní jamky.	97
7.15	Velikost redukováných napětí σ_{red} [MPa] ve šroubovém spoji dentálního implantátu při zatížení silou $F=450$ N skloněnou o úhel 30° a působící v rovině x-z: a) řez modelem, b) abutment, c) fixační šroub, d) individuální náhrada.	99
7.16	Velikost redukováných napětí σ_{red} [MPa] ve šroubovém spoji dentálního implantátu při zatížení silou $F=450$ N skloněnou o úhel 30° a působící v rovině y-z: a) řez modelem, b) abutment, c) fixační šroub, d) individuální náhrada.	100
7.17	Velikost redukováných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) náhrada kloubní jamky - pohled zespodu, b) náhrada kloubní jamky - pohled seshora, c) kostní tkáň kloubní jamky, d) šrouby fixující náhradu kloubní jamky ke kostní tkáni.	101
7.18	Velikost redukováných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) individuální náhrada dolní čelisti - pohled zředu, b) individuální náhrada dolní čelisti - pohled zezadu, c) abutmenty zubních implantátů, d) fixační šrouby zubních implantátů.	102
7.19	Velikost redukováných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) zbývající část dolní čelisti - pohled z boku, b) zbývající část dolní čelisti - pohled zespodu, c) šrouby fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni.	103
8.1	Schéma výrobního postupu při výrobě custom made implantátů.	108
8.2	a) defekt kosti nosní, b) geometrický model náhrady, c) custom made implantát, d) pacientka 12 týdnů po operaci.	109
8.3	a) MRI snímek nádoru v mozku, b) pacientka s kostním defektem před implantací náhrady, c) implantovaná custom made náhrada, d) pacientka 6 měsíců po operačním zákroku.	110

8.4	a) Pacientka s defektem čelní kosti, b) custom made implantát vyrobený z UHMWPE (pohled zespodu), c) implantovaná custom made náhrada přiadaptovaná pomocí kostních šroubků, d) pacientka týden po operačním zákroku.	111
8.5	a) 3D model poškozeného kolena, b) individuální náhrada defektu tibiální kosti s tibiální komponentou náhrady kolena, c) RTG snímky pravého kolene pacienta po operaci s implantovanou umělou náhradou kolene, d) snímek individuální náhrady spolu se standardní umělou náhradou kolenního kloubu.	112
8.6	a) Pacient s kosmetickým defektem dolní čelisti, b) geometrický model kostních tkání s 3D náhradou, c) fixace augmentátu, d) pacient 6 měsíců po operaci.	113
8.7	a) Pacient s kosmetickým defektem dolní čelisti, b) RTG snímek dolní čelisti pacienta (šipka ukazuje místo zlomení původní dlahy), c) geometrický model kostních tkání s individuální dlahou a augmentátem, d) vyrobená individuální dlaha (Ti ₆ Al ₄ V ELI) a augmentát (UHMWPE), e) fixovaná dlaha a augmentát při operaci.	114
B.1	Dislokace diskusu s redukcí: a) Poloha kloubního diskusu u zavřených úst, b) Repozice kloubního diskusu během otevírání úst, c) Poloha kloubního diskusu při otevřených ústech.	141
B.2	Izotonické cvičení: a) Otevírání úst, b) Lateropulze.	143
B.3	Dislokace diskusu bez redukce: a) Poloha kloubního diskusu u zavřených úst, b) Poloha kloubního diskusu při otevřených ústech	143
B.4	Mandibulární manipulace: a) Lateropulze, b) Otevírání úst	144
C.1	Terapeutický laser BLT 10	149
C.2	Pacientka s myofasciální bolestí trvající 6 let na levé straně. V levém sloupci stav před léčbou, v pravém sloupci po léčbě (po prvním cyklu laseroterapie).	150
C.3	a) Výsledek léčby TMP - bez rozdělení na jednotlivé podskupiny TMP, b) Výsledek léčby TMP v jednotlivých diagnostických skupinách. Legenda: I. Stav zlepšen, pacient neudává potřebu další léčby, II. Stav zlepšen, pacient udává potřebu další léčby, III. Obtíže beze změn, IV. Pacienti, kteří nedokončili léčbu bez udání důvodu.	151
D.1	a) Rozdělení souboru pacientů s TMP podle pohlaví, b) subjektivní rozdělení pacientů podle příznaků stranového výskytu, c) rozdělení souboru pacientů podle povolání.	154
D.2	Složení souboru pacientů s TMP podle věku a pohlaví.	154
D.3	a) Přehled zjištěných TMP, b) četnost jednotlivých léčebných metod u TMP, c) přehled výsledků léčby TMP.	155

Seznam tabulek

5.1	Demografická data vyšetřovaných osob	52
6.1	Parametry nastavení hlavové cívky pro MRI - Philips Intera 1.5 T	59
6.2	Hodnoty posuvů všech referenčních bodů F, G, H v zavedeném souřadném systému a natočení referenčního bodu F mandibuly.	63
6.3	Tabulka materiálových parametrů jednotlivých částí výpočtového modelu TM kloubu.	68
6.4	Velikost svalových sil působících na čelistní kloub při fyziologickém skusu.	69
6.5	Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového MKP modelu čelistního kloubu.	72
6.6	Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na přední řezáky. Maximální síla skusu byla 300 N.	74
6.7	Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na levé stoličce. Maximální síla skusu byla 300 N.	75
6.8	Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na pravé stoličce. Maximální síla skusu byla 300 N.	75
7.1	Rozsah pohybů v TMK [109].	80
7.2	Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového modelu individuální náhrady dolní čelisti.	83
7.3	Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového modelu individuální náhrady dolní čelisti.	91
7.4	Velikosti maximálních sil ve žvýkacích svalech F_{max} [N] při fyziologické velikosti maximálního skusu.	93

Seznam použité symboliky

Zkratky

ACTH	... adrenokortikotropní hormon
ASK	... acetylosalicylová kyselina
CNS	... centrální nervový systém
CPM	... centrální poloha mandibuly (= CRP)
CRP	... centric relation position (= CPM)
EMG	... elektromyografie
FMS	... fibromyalgia syndrom, fibromyalgie
ICP	... intercuspal position
IIV	... interincizální vzdálenost
IL	... interleukin
IR	... infračervené záření
KH	... kolagenní hydrolyzát
LLLT	... low level laser therapy (léčba nízkovýkoným laserem)
MKP	... metoda konečných prvků
MORA	... mandibular orthopedic repositioning appliances (reposiční ND)
MRI	... magnetic resonance imaging (zobrazení magnetickou rezonancí)
ND	... nákusná dlaha
Non-REM	... spánková fáze, která není REM
NL	... nízkovýkoný laser
NMR	... viz MRI
NSA	... nesteroidní analgetika, antiflogistika, antirevmatika
OA	... osteoarthritis, osteoartróza
ORL	... otorinolaryngologie
PNC	... penicilín
RDC/TMD	... Research Diagnostic Criteria for TMD (výzkumně diagnostická kritéria TMP)
REM	... spánková fáze (rapid eye movements)
SYSYDOA	... transkutánní elektrická nervová stimulace
TENS	... transkutánní elektrická nervová stimulace
TM	... temporomandibulární (např. svaly, vazy,..)
TMK	... temporomandibulární kloub (= TMJ)
TMD	... temporomandibular disorder (= TMP)
TMP	... temporomandibulární porucha (= TMD)
TNF	... tumornekrotizující faktor
TTC	... tetracyklin
UHMWPE	... polyetylen s ultravysokou molekulovou hmotností

Fyzikální veličiny

σ	... napětí [MPa]
ε	... poměrná deformace [-]
l	... délka [mm]
α	... úhel [°]
μ	... Poissonova konstanta [-]
E	... modul pružnosti [MPa]
δ	... Kroneckerovo delta [-]
f	... koeficient tření [-]
σ_{red}	... redukované napětí [MPa]
σ_k	... mez kluzu [MPa]
σ_{pt}	... mez pevnosti v tahu [MPa]
σ_{pd}	... mez pevnosti v tlaku [MPa]
P_{press}	... kontaktní tlak [MPa]
ρ	... hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
ψ	... úhel stoupání závitu [°]
d_w	... vnější průměr dosedací plochy hlavy šroubu [mm]
d_a	... vnitřní průměr dosedací plochy hlavy šroubu [mm]
d_2	... střední průměr závitu [mm]
α	... úhel profilu závitu [°]
f	... součinitel tření [-]
M_u	... utahovací moment šroubu [N.mm]
F_o	... osová síla v předepnutém šroubu [N]
F_{skus}	... síla při fyziologickém skusu (žvýkání) [N]
F_{skus}^{max}	... maximální síla při skusu [N]

Cíle práce

V současné klinické praxi jsou závažné poruchy a poranění čelistního kloubu řešeny převážně konzervativní léčbou. Hlavním důvodem tohoto léčebného postupu je nedostačující technická vyspělost současných totálních náhrad temporomandibulárního (čelistního) kloubu, které plně nerespektují anatomické ani biomechanické souvislosti a tudíž je jejich použití v klinické praxi velmi omezené.

Hlavním cílem této práce bylo vytvoření návrhu nové konstrukce totální náhrady čelistního kloubu. Pro splnění tohoto cíle bylo třeba navrhnout novou metodiku vývoje kloubní náhrady a to i s ohledem na možnosti její aplikace v klinické praxi.

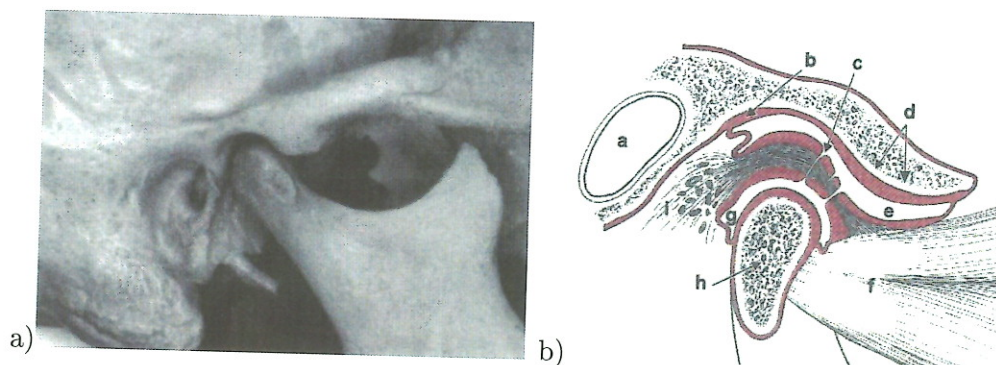
Dílčí cíle této práce jsou:

- stanovit a sjednotit klasifikaci onemocnění čelistního kloubu
- nastavit algoritmus klinického vyšetření se zařazením vhodných zobrazovacích vyšetřovacích metod
- vytvořit biomechanický model čelistního kloubu; vyšetřit kinematiku pohybu čelistního kloubu; provést výpočtovou MKP analýzu napjatosti čelistního kloubu
- na základě všech zjištěných a dostupných informací provést návrh nové konstrukce totální náhrady čelistního kloubu
- s ohledem na zjištěné skutečnosti stanovit metodiku a realizovat vývoj individuálních náhrad skeletálních defektů
- v klinické praxi realizovat rekonstrukci čelistního kloubu pomocí individuálně zhotovené náhrady

Kapitola 1

Anatomické souvislosti TMK

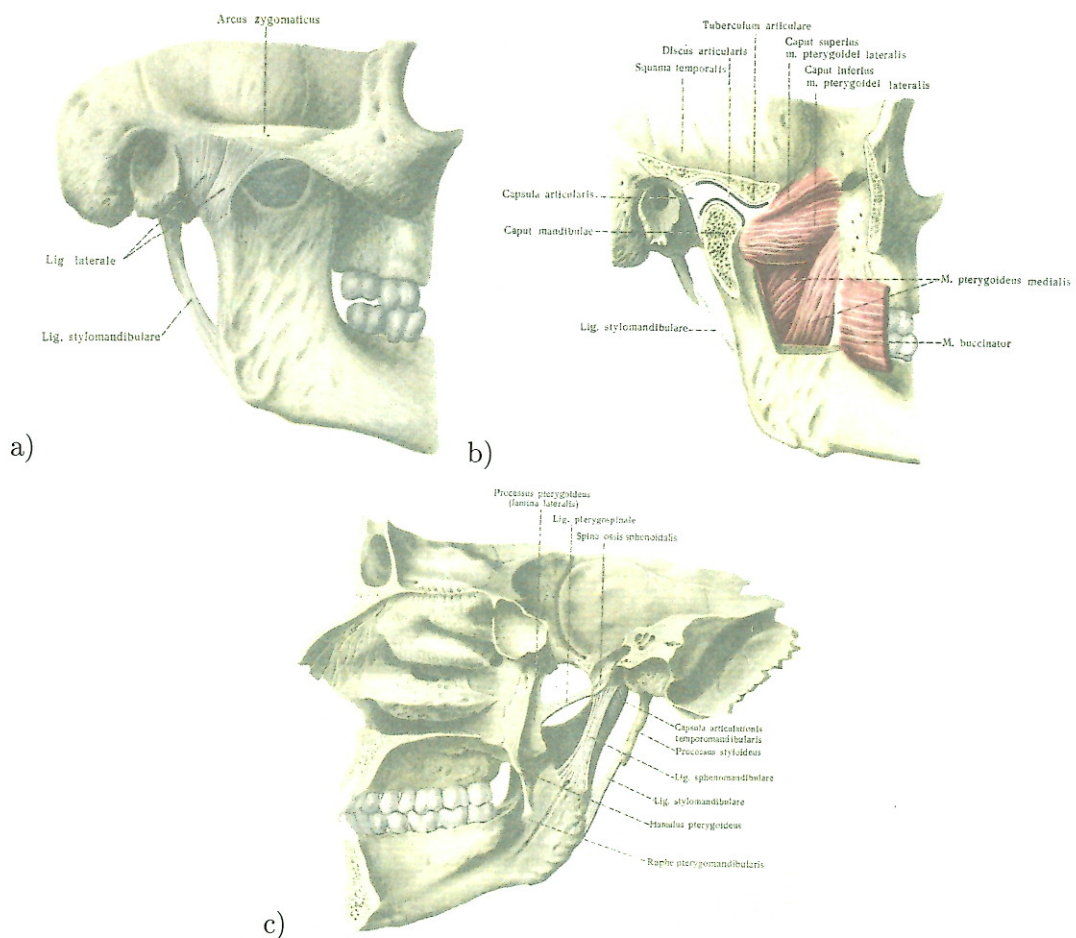
Temporomandibulární kloub je jedním z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Zajišťuje dynamické spojení mezi bází lební a dolní čelistí. Jeho jedinečnost spočívá v tom, že se dva stejné klouby (byť nejsou zcela symetricky stejné a to ani u zdravých jedinců - liší se velikostí i tvarem) vyskytují na jedné kosti. Proto jakýkoliv pohyb nebo funkční odchylka jednoho z nich ovlivňuje i kloub druhý.



Obrázek 1.1: a) Skelet čelistního kloubu. b) Předozadní řez čelistním kloubem [66]: a - meatus acusticus externus, b - vrstvička chrupavky pokrývající povrch fossa mandibularis, c - jemné perforace v discus articularis, d - vrstvička kompaktní kosti tvořící povrch fossa mandibularis, e - diskotemporální štěrbina, f - úpon m. pterygoideus lateralis, g - diskomandibulární štěrbina, h - caput mandibulae, i - Zenkerův retroartikulární plastický polštář.

Kostěný základ kloubu tvoří kloubní výběžek dolní čelisti a kloubní jamka kosti spánkové (obr. 1.1a). Mezi nimi se nachází kloubní diskus tvořený na rozdíl od většiny mobilních kloubů, vazivovou chrupavkou, která je zcela bez krevních cév a nervových vláken. Diskus má bikonkávní tvar (sedlovitě prohnutý) s centrálním zúžením (intermediární zóna) a předním a zadním rozšířením. Ve zdravém kloubu se zadní zesílení diskusu nachází na vrcholu kloubní hlavice a intermediární zóna je v místě, kde vzdálenost obou kloubních ploch je nejmenší. Diskus tedy rozděluje kloubní prostor na horní (část disko-temporální) a dolní kloubní štěrbinu (část disko-mandibulární) (obr. 1.1b).

Pasivní objem horního kloubního prostoru je asi 1,2 ml (tento prostor je volnější a dá se do něj aplikovat např. fyziologický roztok při artrocentéze - punkce kloubu, artroskopii) a dolního asi 0,9 ml (tento prostor se nedá zvětšit neboť je tam pevně připojené pouzdro z laterální i mediální strany). Mediálně a laterálně je upevněn do postranních pólů hlavice. Ventrálně je spojen s ligamenty kloubního pouzdra a se svalovými vlákny horní hlavy m. pterygoideus lateralis, jehož kontrakce posouvá diskus anteromediálně. Distálně je diskus upevněn do bilaminární zóny, kterou tvoří bohatě vaskularizovaná a inervovaná pojivová tkáň (Zenkerův retroartikulární plastický polštář). Tato zóna je kraniálně a kaudálně ohraničená horní a dolní retrodiskální laminou. Zatímco dolní lamina je tvořena kolagenními vlákny, horní obsahuje mnoho elastických vláken a tím zajišťuje zpětný pohyb diskusu při zavírání úst (posun diskusu dorsálně).



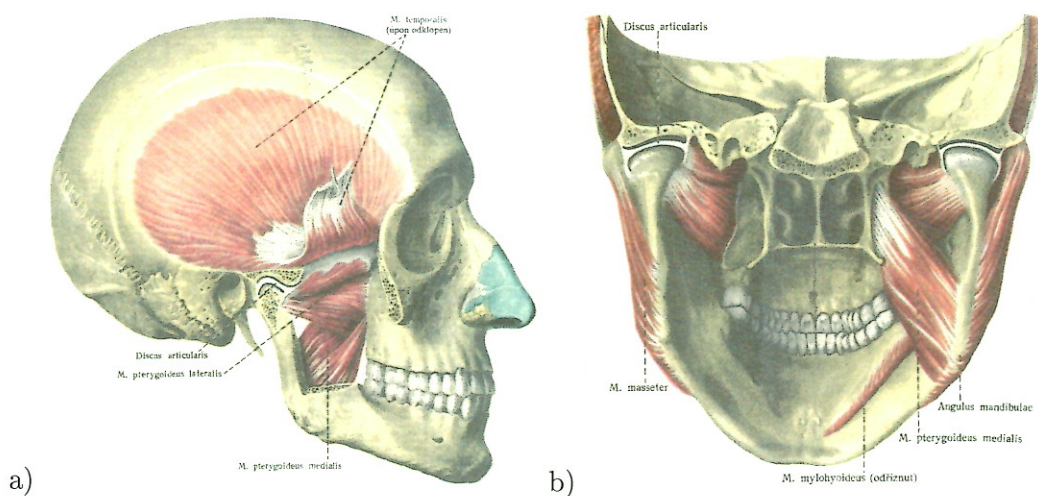
Obrázek 1.2: Vazy temporomandibulárního kloubu [101]: a) pravá strana, pohled ze zevní strany; b) pravá strana, pohled ze zevní strany; c) pravá strana, pohled zevnitř.

Artikulární diskus usnadňuje pohyb kloubu, vyrovnává nepoměr a nepravidelnosti kloubních ploch, optimalizuje rozložení žvýkací síly na jejich povrch a stabilizuje postavení mandibulárního kondylu v kloubní jamce. Povrch kondylu a fossa glenoidalis jsou kryté sekundárním vazivem a vazivovou chrupavkou, která je avaskulární a bez inervace.

Čelistní kloub patří mezi klouby pravé, neboť se v něm vytváří synoviální tekutina. Tato produkce probíhá na funkčně nezatížených vnitřních kloubních površích, které mají synoviální výstelku. Synoviální tekutina zajišťuje výživu i odsun metabolitů a pro vysokou viskozitu má i lubrikační efekt. Je to průhledná, nažloutlá až téměř čirá tekutina. Její chemické složení tvoří 95% voda, 3% bílkoviny (nukleoproteiny), 0,5% mureinu, stopy tuku, hyaluronová kyselina (druh mukopolysacharidu jenž je důležitou součástí základní hmoty pojiva) a minerální soli. Histologicky lze pozorovat oploštělé a degenerované buňky ze synoviální blány, lymfocyty, monocyty, makrofágy a základní vazivovou a chrupavčitou substanci.

Vazy TMK jsou tvořené kolagenní pojivovou tkání. Nejsou elastické a tedy nezasaňují aktivně do činnosti kloubu, ale působí jako pasivní restriktivní zařízení k omezení pohybů uvnitř kloubu a tím udržují integritu a stabilitu kloubu. Hlavní funkční vazy TMK jsou: kolaterální (diskální) vazy, lig. laterale (lig. temporomandibulare) a kloubní pouzdro. Přídavné vazy jsou: lig. sphenomandibulare a lig. stylomandibulare (obr. 1.2).

Horizontální vlákna kloubního pouzdra zabraňují pohybu hlavičky a diskusu distálně a tím chrání retrodiskální tkáň před poškozením. Kloubní pouzdro působí proti všem silám, které by mohly dislokovat kloubní struktury. Důležitou funkcí pouzdra je také to, že obklopuje a uzavírá kloubní prostory, a tím zadržuje synoviální tekutinu. Kloubní pouzdro je dobře inervováno n. temporalis prof. a n. massetericus. Cévní zásobení pouzdra je zajišťováno a. temporalis superficialis.



Obrázek 1.3: Žvýkácí svaly [101]: a) pohled zprava; b) pohled zezadu.

Temporomandibulární vaz zesiluje kloubní pouzdro z laterální a anterolaterální strany. Skládá se z vnější šikmé části, která vychází z povrchu tuberculum articulare a ze zadní spodní plochy proc. zygomaticus a kaudálně se upíná do vnější části krčku mandibuly, a vnitřní horizontální části, jenž vychází ze stejných míst jako vnější část vazů, ale upíná se do laterálního pólu kondylu a do posteriorní části kloubního diskusu. Šikmá část temporomandibulárního vazů limituje rozsah otevírání úst - v iniciální fázi otevírání kondyl rotuje okolo pevného bodu dokud se vaz nenapne. Při dalším otevírání musí dojít k posunu kondylu směrem vpřed a dolů sklouznutím po svahu kloubního výběžku. Horizontální část vazů omezuje pohyb kondylu a diskusu směrem posteriorním a chrání tak retrodiskální tkáň před poškozením. Tato část vazů také chrání m. pterygoideus la-

teralis před přetažením. Proto při úrazech mandibuly dojde spíše ke krčkové zlomenině než k poškození retrodiskální tkáně a vrazení kondylu do střední jámy lební.

Kolaterální vazy vycházejí z mediálního a laterálního okraje kloubního diskusu a upínají se do pólů kondylu. Patří mezi pravé vazy složené z kolagenní chrupavky, a tedy nejsou pružné a nedají se natahovat do délky. Zajišťují polohu diskusu a také jeho pasivní pohyb spolu s kondylem. Jsou cévně a nervově zásobeny. Činnost TMK je zajištěna citlivou souhrou svalů žvýkacího systému (žvýkací, supra- a infrahyoidní, krční, šíjové, zádové, mimické, m. sternocleidomastoideus). Nejdůležitější jsou svaly žvýkací, které jsou rozloženy na obou stranách TMK a ovládají pohyby v čelistním kloubu (obr. 1.3).

Temporomandibulární kloub je kloubem rotačně - translačním. Rotační složka pohybu se odehrává v diskokondylárním kloubním prostoru (dolní kloubní štěrbina). Translační složka pohybu je umožněna posunem kloubní hlavice po zadní stěně artikulární eminence a odehrává se v diskotemporálním kloubním prostoru (horní kloubní štěrbina). Stabilita TMK během pohybu je zajišťována konstantní aktivitou svalů žvýkacího systému (hlavně elevátorů) a rozsahem a pohyblivostí kloubního diskusu, který umožňuje stálý kontakt kloubních povrchů. Funkce diskusu je ovlivněna jeho tvarem, hodnotou nitrokloubního tlaku a antagonismem účinku horní retrodiskální laminy a horní části m. pterygoideus lateralis.

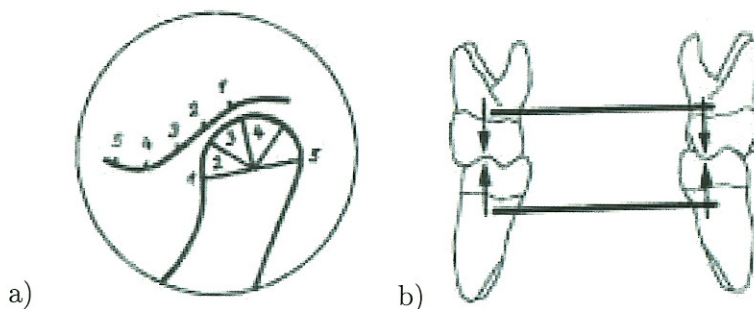
Kapitola 2

Funkce čelistního kloubu

2.1 Poloha dolní čelisti během pohybu

Kondyly mají během každého postavení dolní čelisti příslušnou polohu v kloubní jamce. Vzájemný vztah horní a dolní čelisti vytváří základ pro funkční analýzu chrupu. Vertikální vzdálenost (výška skusu) označuje vertikální vztah mezi horní a dolní čelistí. Žvýkácí rovina se nachází přibližně ve výšce retního uzávěru. Čára úsměvu, která odpovídá průběhu horního rtu během úsměvu, informuje o délce korunek horních frontálních zubů.

Rozeznáváme také polohové vztahy obou čelistí v sagitální a horizontální rovině. Centrální vztah je nejdistančnější fyziologická symetrická poloha dolní čelisti při správných vertikálních mezičelistních vztazích. Je to výchozí poloha pro každý další pohyb mandibuly. Klidové postavení je neuvědomělý odstup dolní čelisti od horní. Odpovídá už malému pohybu otevření úst. V tomto postavení je zubořadí od sebe vzdáleno jen několik milimetrů, přičemž kondyly s diskem přiléhají na zadní plochu tuberkulum articulare. Toto postavení dolní čelisti udržuje napětí žvýkacích svalů a tlak vzduchu. Pokud např. ve spánku ochabnou žvýkácí svaly, mandibula poklesne.



Obrázek 2.1: a) Postavení hlavice mandibuly při habituální interkuspidaci, b) habituální interkuspidace.

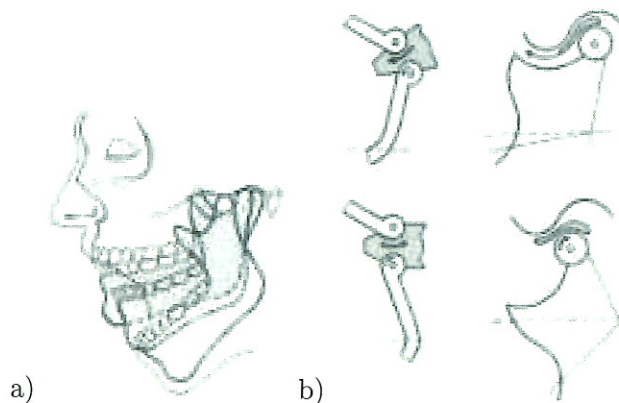
Na klidové postavení má vliv i držení hlavy. Pokud se hlava nakloní dopředu, stlačí se útvary krku a dolní čelist se posune dopředu. Při záklonu hlavy dojde k natažení kůže krku, svalů jazyčky a dutých útvarů krku a dolní čelist je tažena postero-kaudálně. Habituální interkuspidace je konečná poloha dolní čelisti. V této poloze je nejvíce možný

anatomický kontakt hrbolku a jamky TMK (Obr. 2.1). V tomto postavení je kondyl pod kloubní jamkou. Za normálních okolností je kloubní jamka jen minimálně zatížená neboť zuby a parodont zachytávají žvýkáci tlak.

Ligamenta mají vliv při extrémních postaveních dolní čelisti, např. při maximálně otevřených ústech. Kondyl se nachází těsně za nejnižším bodem tuberculi articularis. Toto postavení vzniká na základě brzdícího působení vazů kloubního pouzdra TMK, v kterém nejsou již možné další pohyby. Pokud je kloubní pouzdro příliš volné, může se kondyl posunout před tuberculum articulare a vzniká luxace dolní čelisti.

2.2 Hlavní pohyby mandibuly

Dolní čelist se pohybuje jak při žvýkání, tak při hovoru, zívání, apod. Lidský mandibulární kondyl může vykonávat v podstatě pohyb rotační (otáčivý) okolo některé z prostorových os, nebo pohyb translační (posuvný, skluzný), anebo, a to většinou, jejich kombinaci (viz Obr. 2.2a).



Obrázek 2.2: a) Kombinace otáčivého a posuvného pohybu, b) porovnání TMK s dvojitým louskáčkem.

Přes bezpočet pohybových variant lze pro zjednodušení uvažovat o třech základních typech pohybů mandibuly:

- pohyby ve směru vertikálním: deprese a elevace
- pohyby ve směru předozadním (sagitální): protruze a retruze
- pohyby do stran (transverzální): laterální exkurze

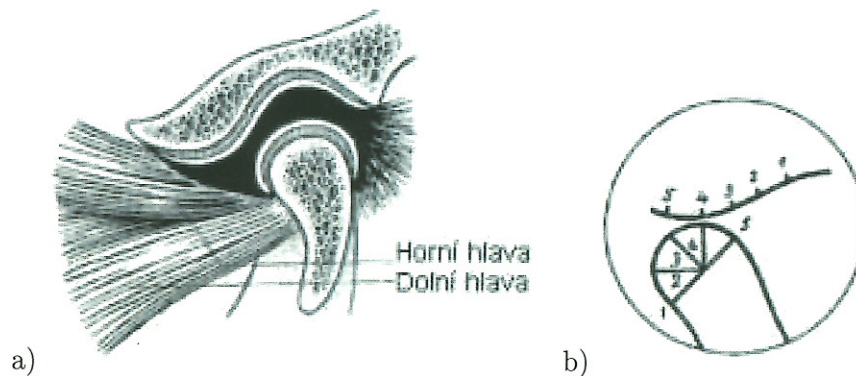
Rozeznáváme pohyb dolní čelisti se zubním kontaktem (protruzní a lateropulzní pohyb) a nebo bez něho (otvírání a zavírání úst). Na všech pohybech se účastní obě části čelistního kloubu. V horní části čelistního kloubu se uskutečňují hlavně sagitální klouzavé pohyby, zatímco v dolní části kloubu se uskutečňují rotační pohyby. Ve vztahu k disku nacházejícího se mezi oběma kloubními prostory (horní a dolní kloubní štěrbina) lze přirovnat temporomandibulární kloub k dvouosému louskáčku (viz Obr. 2.2b).

Přesná znalost pohybů dolní čelisti má velký význam v praxi při konstrukci artikulátorů. Omezené vedení a chybějící disk však neumožňují napodobit veškeré typy pohybů, které jsou tak individuální, že jsou srovnatelné s chůzí či rukopisem jedince.

2.2.1 Deprese (abdukce), elevace (addukce)

Tyto pohyby patří mezi kombinované pohyby složené z pohybu rotačního a posuvného. Rotační pohyb probíhá okolo transversální funkční osy procházející přes oba dva kondyly. Posuvný pohyb se uskutečňuje v sagitálním směru antero-kaudálně a zpět.

Deprese mandibuly (otvírání úst) probíhá ve dvou fázích. Při malém pootevření úst do interincizální vzdálenosti asi 12 mm zůstávají kondyly na výchozí pozici a probíhá pouze rotační pohyb (pohyb šarnýrový) v dolní kloubní štěrbině, přičemž osa rotace prochází středy obou kondylů. Při dalším otevírání úst dochází díky tahu m. pterygoideus lateralis k posuvu kondylů spolu s disky v horní kloubní štěrbině po svahu kloubního hrbolku (tuberculum articulare) vpřed a dolů pod tuberculum articulare a kombinuje se přitom pohyb posuvný a rotační (viz Obr. 2.3).

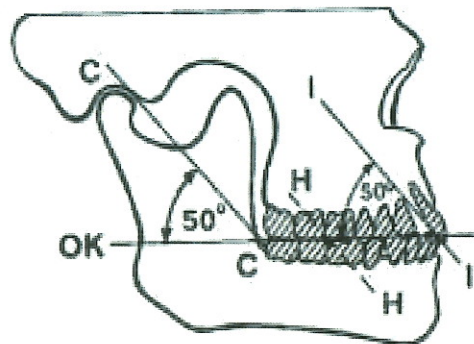


Obrázek 2.3: a) Protruzní působení m. pterygoideus lateralis, b) postavení hlavice mandibuly na konci otvíracího pohybu.

Otvírací pohyb brzdí retroartikulární vazivo uložené za diskem a dorzální vlákna m. temporalis a lig. laterale. Na tomto pohybu se dále podílejí m. digastricus, m. mylohyoideus a m. geniohyoideus. Elevace mandibuly (addukce) probíhá tak, že kondyly se posouvají po tuberculum articulare v horní kloubní štěrbině dozadu a nahoru a současně se v dolní kloubní štěrbině otáčejí zpět okolo rotační osy. Disk se přitom posouvá dozadu do své původní polohy. Na elevaci se podílejí zejména m. masseter, m. pterygoideus medialis a lateralis a m. temporalis.

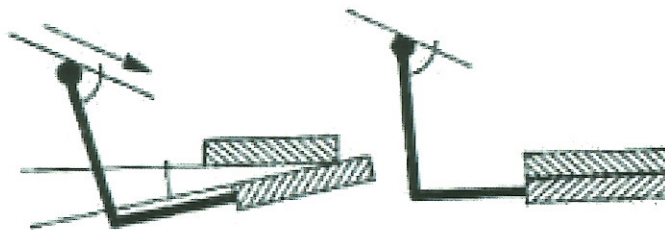
2.2.2 Protruze, retruze

Protruzní pohyb (protrakce, propulze) mandibuly znamená posun dolní čelisti ze základní okluzní polohy anteriorním směrem - do protruze. Pohyb kondylů s disky je relativně malý a probíhá ve dvou fázích. Vodíci elementy je sagitální dráha kondylů a řezákové vedení. Sagitální dráha kondylů vyznačuje dráhu, kterou překonávají hlavice při protruzi. Jejich sklon k okluzní rovině je různý a to 5° až 55°. Úhel, který tvoří lingualní plochy s okluzní rovinou (řezákový úhel) je 50° až 80° (viz Obr. 2.4).



Obrázek 2.4: Vodící elementy při protruzi při stejné dráze kondylu a řezákovým vodícím úhlu; C-C dráha hlavice mandibuly, H-H dráha hrbolků, OK rovina okluze.

Na překonání předkusu frontálních zubů a artikulace hrbolků - jamka v laterální oblasti zubů se vyvíjí nejprve mírný rotační pohyb okolo rotační osy. Dolní řezáky se posouvají po lingualních plochách horních řezáků dolů až po jejich skusové hrany (řezákové vedení). Při dalším předsunutí dolní čelisti se zase zdvihají dolní řezáky a kondyly se otáčejí zpět. Zrušení kontaktu mezi hrbolkami a rýhami v oblasti molárů je možné dokázat sagitálním Christensenovým fenoménem (viz Obr. 2.5).



Obrázek 2.5: Christensonův fenomén.

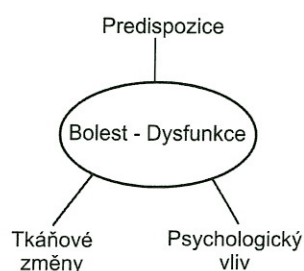
Při předsunutí dolní čelisti vzniká v laterální oblasti zubů mezi zubořadím štěrbina, která je směrem dozadu stále širší při současném kontaktu horních a dolních řezáků. Štěrbina je tím širší, čím je dráha kloubu strmější. To umožňuje určit sklon dráhy kloubu šířkou štěrbinou a přenést jej do artikulátoru. Tento pohyb zajišťují oboustranně m. pterygoideus lateralis a částečně i m. masseter a m. pterygoideus medialis. Návrat z protruze provádějí pars mastoidea m. temporalis, pars profunda m. masseteris a m. digastricus.

Retruzní pohyb (retropulze, retrakce) mandibuly je posun dolní čelisti ze základní okluzní polohy směrem vzad - do retruze působením hlavně zadních snopců m. temporalis.

Kapitola 3

Etiologie a patogeneze kloubní dysfunkce a přilehlé bolesti

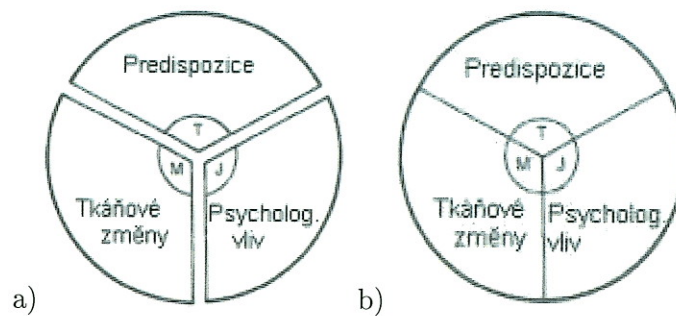
Pro porozumění vzniku a šíření poruch čelistního kloubu využijeme názorné koláčové schéma (převzato z [66, 71, 89, 114]) v němž všechny možné patologické příčiny shrneme do třech základních skupin: (1) predisponující faktory, (2) tkáňové změny, (3) psychologická závislost (Obr. 3.1).



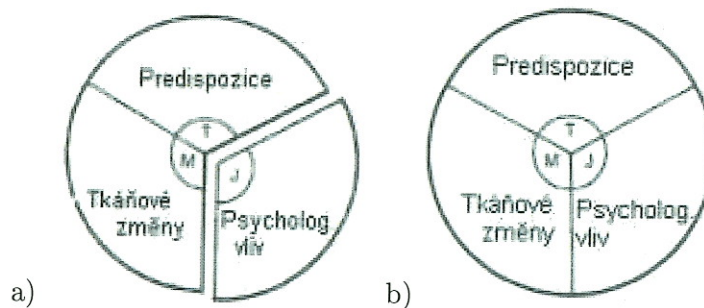
Obrázek 3.1: Triáda příčin onemocnění TMK.

Při plně rozvinuté dysfunkci temporomandibulárního kloubu můžeme diagnostikovat všechny tři složky z našeho schématu, tj. pacient má predispozici ke vzniku TMP (temporomandibulární poruchy), nalézáme určité tkáňové změny (neuromuskulární, skeletální, zubní) a v neposlední řadě u něj musí existovat jistá míra stresové zátěže, dostatečná k vytvoření nadměrné svalové tenze, způsobující zatínání zubů či bruxismus. Tyto tři komponenty, nazývané též jako "TMK triáda", se potenciálně vyskytují u každého jedince. (Obr. 3.2a). Jakmile se TMK triáda vytvoří, můžeme pozorovat symptomy dysfunkce čelistního kloubu (Obr. 3.2b).

Například jedinec, jenž má genetickou predispozici k získání čelistní dysfunkce a zároveň dojde během jeho dentálního vývoje ke změně mezičelistních vztahů. Splňuje dvě ze tří komponent nutných pro vznik triády - predispozici a tkáňovou změnu (Obr. 3.3a). Nicméně velikost stresového napětí nedosahuje takových hodnot, aby se triáda uzavřela, tedy syndrom nenastane. Pokud ale hodnota psychologického stresu abnormálně vzroste nad přirozenou mez daného jedince triáda se uzavře a syndrom nastane (Obr. 3.3a).



Obrázek 3.2: TMK triáda: a) neuzavřená, bez klinických příznaků, b) uzavřená, s projevem klinických příznaků.



Obrázek 3.3: TMK triáda: a) neuzavřená, bez projevů klinických příznaků, b) uzavřená, s projevem klinických příznaků.

Mimo to musíme uvážit nejen vlastní existenci té či oné skupiny triády, ale také jejich relativní velikost. Tato velikost je pro vznik syndromu nutná, ale zároveň je jedinečná každému individu. Tedy může nastat situace, kdy daná velikost, např. predispozice, je nedostatečná. Triáda je sice uzavřená, ale klinicky se na daném jedinci neprojeví (Obr. 3.4).



Obrázek 3.4: Uzavřená TMK triáda bez projevů klinických příznaků.

Pokud akceptujeme tuto "TMK triádu", pak i při léčbě TMP, bychom se měli snažit vyloučit nebo alespoň snížit velikost nejméně jedné ze složek této pomyslné triády. Tak například farmakologickou terapií (tranquilizery) můžeme redukovat tenzi a stres (bruxismus, zatínání zubů), a tím eliminovat psychologickou složku. Podobně pomocí ortopedických destiček (nákusných dlah) změníme vzájemný maxillo - mandibulární

vztah, a tím redukuje vzniklé destruktivní síly při kousání či bruxismu čímž eliminujeme tkáňové změny. V dalším textu budou podrobně popsány jednotlivé komponenty "TMK-triády".

3.1 Predisponující faktory

Vydeme-li z definice pojmu *praedispositio, onis, f.* (vrozená nebo získaná náchylnost pro určitý jev nebo chorobu), musíme predisponující faktory rozdělit na dvě kategorie: vrozená a získaná predispozice [89].

3.1.1 Vrozená (genetická) predispozice

Muskulární a neuromuskulární

Svaly hlavy a krku jsou přímo nebo nepřímo spojeny s pohybem dolní čelisti. Přímý vliv na TMK mají svaly žvýkací - m. masseter, m. temporalis, m. pterygoideus med., m. pterygoideus lat. a svaly suprahyoidní - m. digastricus, m. geniohyoideus, m. mylohyoideus, m. stylohyoideus. Žvýkací svaly jsou motoricky inervovány ze 3. větve n. trigeminus.

Můžeme se zde setkat s atrofií svalstva, která se vyznačuje postupným ztenčováním svalových vláken, což je podmíněno úbytkem kontraktilních fibril. Klinicky je atrofie jednoho svalu v obličeji většinou obtížně hodnotitelná, ale někdy se v anamnéze objevuje pocit slabosti postiženého svalu.

Při hypertrofii svalstva dochází k zvětšení objemu svalu v klidu i při kontrakci, podmíněné zvětšením jeho buněk. Nejčastěji jde o hypertrofii m. masseter, vyskytující se samostatně bez poruch mezičelistních vztahů (Obr. 3.5). Většinou postihuje obě strany, někdy nestejně, asymetricky, nebo se vyskytuje jako anomálie jednostranná.



Obrázek 3.5: Oboustranná maseterická hypertrofie, stav před a po chirurgickém snesení maseterické krajiny. Převzato z [71].

Hlavním důsledkem hypertrofie m. masseter je estetická porucha, ale i pocit napětí, obtížné otvírání úst, bolestivý tlak v maseterické oblasti a v okolí TMK. Anomálie se vyvíjí velmi pomalu, zpravidla se stává nápadnou po dvou až třech letech od začátku prvních příznaků pozorovaných pacientem. Postihuje lidi v období po pubertě a skončení růstu, ve věku 17 - 20 let, a výskyt je u obou pohlaví přibližně stejný. Zduření při

pohmatu není bolestivé, úpon m. masseter na mandibule je široký s hmatatelnými hypertrofickými svalovými snopci.

Etiologie je nejasná - svoji úlohu mají vrozené a vývojové dispozice, dědičnost, systémová onemocnění, poruchy výživy, nervové a endokrinní vlivy, svalová inaktivita nebo hyperaktivita (bruxismus, zatínání zubů, mimovolné napínání svalů). Léčba je volena vždy individuálně se zaměřením na zachování funkce a to buď konzervativně (např. při bruxismu - podáním nákusné dlahy v kombinaci s tricyklickými antidepresivy na noc) nebo chirurgickou korekcí (odstranění zbytnělé svalové tkáně).

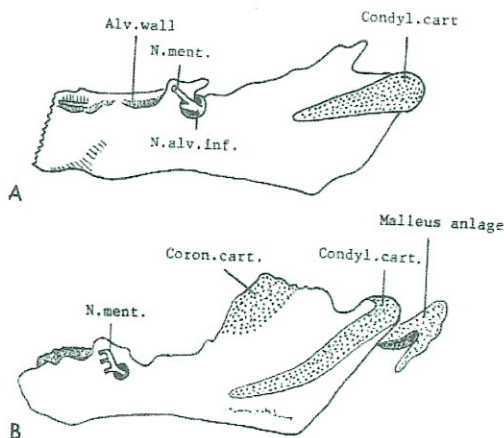
Pro úpon m. pterygoideus lateralis (pars superior) platí, že čím větší část tohoto svalu se upíná přímo do diskusu a čím menší část na krček kloubního výběžku, tím více ovlivňuje polohu kloubního diskusu a naopak.

Ligamenta

Zranitelnost vazů může vyplývat z konstituční a vrozené různorodosti ligament (neadekvátní forma a rozměry vazů). Kloubní hypermobilita souvisí i se zvýšenou hladinou estrogenu - ženy jsou vnímavější na zvýšené zatížení. Deficit kolagenního proteinu způsobí slabost v pojivové tkáni a tím i kloubní slabost, čímž napomáhá k předčasné kloubní degeneraci.

Vývoj kloubu

Počátky možných budoucích dysfunkcí TMK, se mohou objevit již během embryonálního vývoje jednotlivých částí čelistního kloubu [65]. Processus condylaris se stává zřetelný kolem 9. týdne intrauteriního vývoje (50 mm CRL - crown rump length, tato zkratka se užívá pro embryo či fétus, které je starší více jak 29 dní). V 10. týdnu vývoje se mesenchymální tkáň mandibulární hlavičky, která je lokalizována na posterosuperiorní hraně osifikující mandibuly, diferencuje v kloubní chrupavku. V 11. týdnu (65 mm CRL) začíná osifikace kloubní chrupavky a v době okolo 70 mm CRL se objevuje spodní synoviální dutina. Během 13. týdne (95 mm CRL) se objevuje koronoidní chrupavka (Obr. 3.6).



Obrázek 3.6: Fetální vývoj v 10. týdnu (A) a 13. týdnu (B) [65]

Processus condylaris se zvětšuje s růstem kloubní chrupavky a temporální kosti (její první náznaky se objevují již okolo 8. týdne vývoje (35 mm CRL). V 19. týdnu (175 mm CRL) je fetální kondyl již vytvořen. Kloubní chrupavka pokračuje po narození v proliferaci, případně v degeneraci, a přispívá tak k růstu obou processus condylaris a ramus mandibulae během třech let po porodu.

První náznaky kloubního disku se objevují již v 7. týdnu (25 mm CRL) intrauteriního vývoje. V 11. týdnu (65 mm CRL) začíná tvorba inferiorní synoviální dutiny a to tak, že malá skupina buněk mezi kloubním diskem a mesenchymální tkání, která obklopuje "překážku" jako kloubní chrupavka, prodělává degeneraci známou jako buněčná smrt, jejímž výsledkem je několik malých intersticií. Tato intersticia se zvětšují a slučují s přilehlými rozlehlejšími intersticií. Inferiorní synoviální dutina se vytvoří do konce 11. týdne fetálního života (70-72 mm CRL), zatímco horní kloubní štěrbina je vytvořena do poloviny 12. týdne intrauteriního vývoje (80-82 mm CRL).

V této době se mesenchymální kloubní diskus přeměňuje na fibrosní. Jeho střední část se zmenšuje oproti oběma koncům, které se zvětšují (což je definitivní forma kloubního disku). Žádná chrupavčitá tkáň není obsažena v kloubním diskusu od začátku jeho vývoje. Fossa mandibularis kosti spánkové se začíná tvořit v 8. týdnu (35 mm CRL) a skládá se z membranosní a chrupavčité kosti již na počátku. V 17. týdnu (145 mm CRL) je již fossa téměř vytvořena. Ačkoliv růst kondylu přestává okolo 21 let, remodelace kloubního povrchu pokračuje po celou dobu života v závislosti na tlakovém zatížení kloubu. Vzhledem k bilaterální čelistního kloubu může jednostranná alterace nebo remodelace během růstu ovlivnit normální funkci kloubu.

Jestliže vývoj kloubu není koordinován s růstem svalů a vývojem a erupcí zubů, nastane vlastní funkční deficit, jehož výsledkem je snížená funkce kloubu. To je nejkritičtější v době, kdy kloub je předmětem abnormálního tlakového zatížení.

Kalcifikované tkáně

Jako predispozice čelistní dysfunkce hraje též roli vzájemná integrita zubů a alveolární kosti. Schopnost alveolární kosti snášet traumatické a parafunkční síly může předurčit, zdali pacient bude uchráněn před vznikem parodontálních onemocnění nebo čelistních dysfunkcí. Pokud je alveolární kost silná a resistantní proti resorpci, TMK bude více absorbovat nápor destruktivních sil vznikající např. při bruxismu či neurotickém zatínání zubů. Opačně, pokud alveolární kost je více náchylná resorpci, primárním problémem se spíše stane onemocnění parodontu.

Schopnost kloubu odolat destruktivním silám (působí na nejméně resistantní členy TMK) vyvolávající degenerativní změny, závisejí jednak na vektoru této síly a stupni adaptability kloubních struktur, ale i na morfologii hlavice a jamky, eventuálně výšce kloubního hrbolku. Plochá jamka a široká kloubní hlavice snadněji rozkládají žvýkací síly (tj. méně zatěžují kloub) než kloub s hlubokou jamkou a vyklenutou hlavici (zde je pozorován větší výskyt diskopatií a degenerativních kloubních chorob). Podobně u plochého kloubního hrbolku vykonává diskus během otvírání minimální distální rotaci na hlavici zatímco u strmějšího je rotační pohyb mezi hlavici a diskem větší a tudíž i větší riziko protažení retrodiskální tkáně.

Psychologický stres

Citliví jedinci se neumí snadno vypořádat se stresem, což vede k depresivním a anxiosním stavům. Ty ve svém důsledku mohou způsobovat silné zatínání zubů či bruxismus (noční zatínání a skřípání zubů) a tím přetěžovat čelistní kloub a jeho přilehlé struktury.

3.1.2 Získané predispozice

Traumatická poškození

Poškození TMK: Nejčastějšími poraněními čelistního kloubu jsou luxace, kontuze, distorze a fraktury. Luxace rozlišujeme na akutní, recidivující a habituální. Recidivující luxace je nejčastěji oboustranná, postiženy bývají většinou ženy, které mají nízký kloubní hrbolek. K habituální luxaci dochází při značně volných kloubních vazech a pouzdru či při patologických změnách disku a hlavic. K luxacím dochází při nadměrném otevření úst (zívání, extrakce zubu, intubace, snímání otisku, tonzilektomie, zlomenině kloubní hlavice).

Při kontuzi a distorzi dochází k lézi discus articularis s poruchou chrupavčitého povlaku kloubních ploch eventuálně o poruchu vazivového pouzdra a přilehlých ligament. Při porušení růstové chrupavky např. při zlomenině, může dojít k zpomalení růstu jednoho kondylu vůči druhému což vede k budoucí asymetrii kloubních hlavic a tím k dysfunkci TMK. Při úplném zániku chrupavčité růstové zóny dochází k pevnému, ankylotickému spojení dolní čelisti s kostí spánkovou, a to formou vazivovou nebo kostní. Ankylosa se vyskytuje nejčastěji v ranném dětství a vedou k ní hnisavé záněty kloubu a středouší po infekčních chorobách, sepse, osteomyelitidy dolní čelisti a úrazy. Trauma čelistního kloubu mohou ale být i v řadě případů neškodná.

Poškození ligament: Kapsulární pouzdro a ligamenta obklopující TMK určují rozsah pohybu. Fibrozní pouzdro je složeno hlavně z kolagenu, který je poměrně avaskulární. Ačkoliv vlákna mají jistou toleranci vůči intermitentním silám spojených s kloubním pohybem, mohou být natažena a pokroucena při konstantním silovém přetížení. Při vystavení abnormálním silám a nefyziologickým tlakům a tenzím dojde k přetížení až přetržení vazů. Vzhledem k omezenému krevnímu zásobení je oprava poškozených vláken pomalá respektive žádná. Při poškození vazů dochází téměř okamžitě k nestabilitě kloubu a vnitřních struktur. Mezi příčiny poškození ligament patří jednak úrazy, ale i prolongované návštěvy u stomatologa.

Poškození svalů: Mezi časté příčiny poranění patří trauma, kdy dojde k přetržení svalových vláken nebo skupin svalů (m. trapezius a m. sternocleidomastoideus jsou více vnímavé k roztržení než ostatní svaly hlavy a krku) nebo vpich jehlou (může produkovat fokální zánět, který by ve finále mohl vést k ischemické nekróze těchto míst).

Další příčinou poruch vedoucí ke svalovému spasmu mohou být silné kontrakce (epilepsie), nepřiměřené masáže, dlouhodobé cvičení netrénovaného svalu (způsobí fokální patologické změny uvnitř svalu), nadměrné svalové natažení ať již jednorázové (stomatologické ošetření, nakousnutí na tvrdou potravu) nebo opakované (nadměrné zívání vedoucí až k sublucaci hlavice mandibuly, dlouhodobé

žvýkání, nesprávně zhotovená náhrada či výplň narušující habituální okluzi), podvědomé svalové napětí (svalová únava z parafunkcí, zvýšená resorpce alveolárního hřebene a následný pokles protézy, u takzvaných plovoucích snímatelných náhrad, emoční stres).

Dle typu a rozsahu traumatu reaguje svalová hmota buď regenerací tj. nahrazením poškozených svalových vláken novými nebo degenerací, kdy poškozená vlákna jsou přeměněna na jiný typ vazivové tkáně. Regenerace se vyskytuje obvykle u menších poruch a jejím výsledkem je fyziologická svalová tkáň s fyziologickou kontrakcí. Při degeneraci dojde k přeměně na vazivovou eventuálně kalcifikovanou tkáň, přičemž funkční kontrakce a neuromuskulární reakce je omezená.

Nutriční vliv

Výživa je důležitá hlavně v době vývoje a růstu tkání jak ve skeletálním tak neuromuskulárním systému. Svalová tkáň je velmi citlivá na nutriční deficit, především když uvážíme, že tvoří více jak polovinu tělesné hmotnosti. Nyní se zmíníme o některých nutričních faktorech jež mají bezprostřední vliv na čelistní kloub.

Proteiny: Jsou nutné pro stavbu nových tkání. Zdrojem jsou jednak živočišné bílkoviny (např. maso, ryby, vejce) a jednak rostlinné bílkoviny.

Vitamín C (kys. askorbová): S deficitem vitamínu C jsou nejčastěji spojovány kurděje (skorbut). Podílí se na tvorbě kolagenu, vstřebávání Fe a v neposlední řadě na antioxidačních pochodech. M. masseter má relativně vysokou vnímavost na deficit vitamínu C. Je obsažen v zelenině, ovoci, šípkách, citrusových plodech.

Vitamín D: Zvyšuje resorpci Ca a P ze střeva a ovlivňuje kalcifikační proces. Při avitaminóze dochází k rachitidě, kostním zlomeninám nebo deformacím kostí. Díky vlivu na Ca ovlivňuje sekundárně i svalovou kontrakci. Je obsažen v játrech a rybích vnitřnostech, vejcích, máslech.

Vitamín E: Ovlivňuje růst, svalovou dystrofii, poruchu nervového systému a sterilitu. Je obsažen v rostlinných olejích, libovém masu, vejcích, zelenině a ovesných vločkách.

Vápník: Je stavební složkou kostí a zubů (fyziologické rozmezí 2.25-2.90 mmol/l), je nutný pro udržování normální nervosvalové dráždivosti (ionizované kalcium: 1.05-1.3 mmol/l), je nezbytný pro srážení krve a kontrakci svalových i nesvalových bílkovin. Hladinu kalcia zvyšuje parathormon (resorpce kostí), kalcitriol (zvýšená resorpce vápníku ve střevě). Hladinu kalcia snižuje kalcitonin (ukládání vápníku do kostí).

Fosfát: Fosfor je nutnou stavební součástí kostí a zubů, je významný pro metabolické fosforylační reakce, je součástí nukleových kyselin. Hladinu fosfátu zvyšuje kalcitriol, snižuje kalcitonin a parathormon.

B₆: Je koenzymem v metabolismu proteinů. Má vliv na aktivitu enzymu fosforylasy, jenž má vliv na tvorbu energie při svalové kontrakci. Avitaminóza se projeví křečí, nevolností, depresí. Je obsažená v obilných klíčcích, mléku, vejci, masu a zelenině.

Magnesium: Je nutný jako katalyzátor v mnoha metabolických reakcích, především těch, při kterých vzniká energie nutná pro svalovou kontrakci. Deficit Mg může zapříčinit hyalinní nekrosu svalových buněk. Je součástí kostí, nadbytek inhibuje nervosvalový přenos. Hladinu Mg zvyšuje ledvinné selhání a snižuje deficit parathormonu a nadbytek kalcitriolu.

Endokrinní systém

Endokrinní systém je složen ze žláz, které uvolňují specifické chemické substance (hormony) do krevního oběhu. Hormony stimulují vývoj a aktivitu specifických tkání, ovlivňují homeostázu a uplatňují regulační mechanismy při enzymatických reakcích. Změny v hladinách cirkulačních hormonů mohou změnit - alternovat odpověď na tlakové zatížení žvýkacích svalů a přilehlých struktur TMK. To je patrné se změnami ženských hormonů během menstruace a v období klimakteria. To koreluje se skutečností, že 80% publikovaných kloubních poruch se vyskytuje u žen nad 40 let věku.

Změny hormonálních hladin způsobují poruchy enzymového systému uvnitř svalových buněk jenž se projeví svalovou slabostí až paralýzou nebo naopak spasmem svalových vláken či celého svalu. Morfologické změny jsou bohužel minimální.

Estrogeny: Feminizace během dospívání žen je zapříčiněna rostoucí sekrecí estrogenu. Deficit estrogenů způsobuje nervozitu, rostoucí svalovou tenzi, svalovou bolest a vyčerpanost. U žen svalová intenzita klesá pár dní před menstruačním cyklem.

Androgeny: Tento hormon vytváří maskulinizační efekt, podporuje proteinový anabolismus a růst. Nejaktivnější androgen, testosteron, je tvořen v testes a adrenálních žlázách.

Thyroidní hormony: Ovlivňují úroveň metabolismu v tkáních. Svaly jsou ovlivněny jak při hyperthyroidismu (tremor, nervozita, pocení, ztráta váhy, slabost, unavenost), tak při hypothyroidismu (je také charakterisován svalovou slabostí, ale s přidavnými symptomy ztuhlosti, bolesti, křeče a spasmy).

Calcitonin: Je tvořen v parafolikulárních buňkách štítné žlázy. Snižuje hladinu vápníku a fosfátu v krevní plasmě čímž zdánlivě inhibuje resorpci kosti.

Adrenergní žláza: Rozděluje se na dvě části-kůru (steroidní hormony) a dřeň (adrenalin, nonadrenalin). Mezi steroidní hormony kůry patří glukokortikoidy (vliv na metabolismus proteinů - kortisol, cortison), mineralokortikoidy, androgeny a estrogeny. Nedostatek kortisolu způsobuje svalovou slabost a svalové křeče. Rostoucí hladina glukokortikoidů, např. Cushingův syndrom, také zapříčiňuje celkovou svalovou slabost. Tyto slabosti jsou příčinou svalové atrofie díky katabolickému efektu cortisonu.

Parathyroidní žláza: Parathyroidní hormony regulují metabolismus vápníku a fosforu. Hyper a hypoparathyroidismus vede opět k svalové slabosti a únavě. Vápník je nutný pro normální svalovou kontrakci a relaxaci.

3.2 Tkáňové změny

Patologické alterace (změny) ve skeletálních, dentálních a neuromuskulárních strukturách jsou konečným důsledkem TMK triády. Musíme opět zdůraznit, že stupeň změn v těchto tkáních je závislý na tkáňové toleranci a adaptabilitě daného jedince. V následujících odstavcích jsou uvedeny anatomické, fyziologické a biochemické principy nutné k porozumění tkáňových reakcí na kontinuální zatížení [114].

3.2.1 Artritické změny

Nejběžnějšími příčinami artritických změn TMK podle vzrůstající frekvence výskytu jsou příčiny infekční, traumatické, revmatoidní a degenerativní (osteoartróza).

Infekční artritida

Je způsobená infekcí synoviálních tkání pyogenními bakteriemi nebo jiným infekčním agens ať již samostatně nebo jako součást celkového onemocnění.

Etiologie: Infekční artritidy čelistního kloubu jsou velmi vzácné. Kloub může být infikován kterýmkoliv patogenním mikrobenem. Příčinným činitelem jsou nejčastěji bakterie, pro které je typické, že vyvolávají akutní artritidu. U malých dětí převažují stafylokoky, *Haemophilus influenzae* a gram - negativní tyčky. Starší děti a dospělí bývají nejčastěji infikováni gonokoky, stafylokoky, streptokoky nebo pneumokoky. Akutní artritida může být v každém věku sdružena s virovou infekcí (např. zarděnkami, parotitidou, infekcí lidským parvovirem, virem lidského imunodeficitu [HIV] nebo virem hepatitidy B). Příčinou chronické artritidy může být *Mycobacterium tuberculosis* - TBC, *Treponema pallidum* - syfilis a jiné mykobakterie nebo houby (např. *Sporothrix schenckii*, *Candida albicans*, *Blastomyces dermatitidis*, *Coccidioides immitis*). Mikroby se do kloubu dostanou obvykle krevní cestou (např. při spále, virózách, kapavce), avšak k přímému zavlečení bakterií nebo hub do kloubu může dojít při operaci, otevření kloubní dutiny v souvislosti s traumatem, intraartikulární injekcí nebo z okolních měkkých tkání a čelistí (např. při retromandibulárním abscesu či při otitis media). Ke vzniku bakteriální artritidy jsou zvláště vnímaví nemocní s RA (revmatoidní artritida) a chronickým kloubním zánětem. Mykobakteriové a houbové artritidy jsou většinou chronické a monoartikulární.

Diagnostika: Při klinickém podezření, že by mohl být kloub infikován, je nutné z postiženého kloubu aspirovat kloubní tekutinu a odeslat na kultivaci (barvení podle Grama). Vzhledem k tomu, že u akutní bakteriální artritidy je často projevem bakteriémie, je možné odebrat kultivační materiál i z krve, sputa, mozkomíšního moku, abscesu. Rentgenogramy zhotovené v časně fázi onemocnění jsou necharakteristické, neboť případná destrukce kostí se stane zřejmou až později.

Klinická symptomatologie: Klinicky pozorujeme zánět kloubu a omezení pohybů mandibuly. Kojenec se septickou artritidou křičí a má horečku. Dospělí většinou přichází pro ztuhlost a bolestivost v kloubu. Vyšetřením se většinou zjistí nemožnost spontánních pohybů čelistí, bolest na pohmat nebo při pasivním pohybu v

postiženém kloubu, kloub je horký, zduřelý se známkami výpotku. Vedle lokálních projevů se mohou objevit i celkové příznaky, jako pocit slabosti a horečka. U mladých jedinců může dojít k nevyvinutí nebo tvarové odchylce kondyly, a tím k poruše růstu dolní čelisti.

Léčba: Akutní bakteriální artritida patří mezi naléhavé příhody, není-li kloub okamžitě léčen, může dojít k jeho úplné destrukci. Úspěšná terapie spočívá v časném podání vhodných ATB, ještě před izolováním infikujícího mikroorganismu a vyšetřením jeho citlivosti na ATB. První výběr ATB záleží na odhadu nejpravděpodobnějšího mikroorganismu - např. penicilin sexuálně aktivnímu mladému a jinak zdravému jedinci, ATB se širokým spektrem účinnosti staršímu jedinci se sníženou obranyschopností. Kloub vyžaduje naprostý klid, proto je možné volit krátkodobou mezičelistní fixaci. Lokálně přikládáme ledové obklady a podáváme analgetika - NSA. Při hnisavé artritidě (setkáváme se s ní vzácně) je třeba provést punkci kloubu nebo incizi s vypláchnutím kloubní štěrbiny ATB (roztok Framykoinu). Jakmile je infekce zvládnutá, je nutné začít s rozvíčováním pohyblivosti mandibuly, aby se předešlo zjizvení (adheze) a omezení funkce kloubu (ankyloza, kloubní deformity). K podpoře rehabilitace a regenerace po proběhlém zánětu aplikujeme teplo (solux). U virových infekcí jsou ATB neúčinná, jinak se léčba neliší.

Revmatoidní artritida

Postihuje čelistní kloub u více než 50% dospělých i dětí. Je systémovým autoimunitním onemocněním, které postihuje kloubní synovii.

Etiologie: Přesná etiologie není dosud známa. Jde o geneticky předurčenou imunitní reakci na dosud neprokázané agens.

Diagnostika: Diagnóza se opírá o přítomnost zánětu temporomandibulárního kloubu zároveň s polyartritidou a specifickými laboratorními nálezy. V séru je zvýšená hladina sérových mukoproteinů, C - reaktivní protein (CRP). Podle aktivity nemoci se mění také hodnota sedimentace. V časných stádiích jsou rentgenogramy obvykle negativní, destrukce kosti se projeví později a může vést až k otevření skusu ve frontální oblasti chrupu - zkrácením processus condylaris.

Klinická symptomatologie: Počátek nemoci je obvykle plíživý až kolísavý, vzácně nastupuje rychle. V akutním stádiu je kloub vyplněn serofibrinózním exsudátem. Synoviální membrána je zprvu měkká a prosáklá, později klkovitě zduří a po přechodné fibrinoidní nekrotické fázi proliferuje, uvolňuje leukokiny a přesahuje z okrajů na regresivně změněnou chrupavku v podobě povlaku. Interleukin 1 (IL 1) a tumornekrotizující faktor (TNF) přímo podporují degradaci proteoglykanů v synovii a produkci prostaglandinů. Prostaglandiny a TNF aktivují osteoklasty a působí na resorpci kosti. Prostaglandiny zvyšují senzitivitu nociceptivních receptorů synoviální membrány, a tím vedou k zvýšení hyperalgezie. V postiženém kloubu dojde k celulární infiltraci, exsudaci a vytváří se granulační tkáň s cévy - pannus. Ta působí další poškozování chrupavčitých a kostních struktur kloubu. Díky tomuto dlouholetému zánětlivému procesu se synoviální vrstva opět vyhlazuje a nabývá spíš fibrózního vzhledu, pannus se mění v silnou vazivovou blánu. V pozdním období dochází k omezení pohyblivosti a k ankyloze. Je pro ni typické

postižení více kloubů. Typická je zatuhlost malých kloubů prstů (ráno největší, přes den ustupuje). Nejběžnějšími příznaky jsou tedy bolest - maximálně při pohybu a v zátěži (což vyvolá přímou odpověď ve svalu vytvářením úlevové - šetřící pozice), otok a omezení pohybu kloubu. Často lze najít i celkové příznaky, jako únavu, svalovou slabost, horečku a extraartikulární nález, např. tvorba podkožních uzlíků (revmatoidní uzlíky).

Po léta trvající chronická polyartritida s postižením TMK má za následek přibývajících eroze a destrukci kloubní hlavičky. Typickým klinickým příznakem je postupné zmenšování rozsahu maximálního otevření úst (interincizální vzdálenost). Časté jsou také drásoty v kloubu.

Kloubní chrupavka mizí nejdříve v nejvíce namáhaných místech, později se drolí a olupuje a tyto části pak působí v kloubu jako cizí tělesa - kloubní myšky. Současně dochází k deformaci tvaru hlavičky a jamky - oplošťování, popřípadě i tvorba osteofytů, především na hlavici. Kloubní štěrbina se zužuje, a je možný vznik fibrózní ankylózy.

Léčba: V akutní fázi se podávají nesteroidní antiflogistika a kloubu se zajistí klid. Jakmile symptomy začnou odeznívat, provádí se mírná rehabilitace pohybu mandibuly, aby se předešlo trvalému omezení pohybů. Pokud se vyvine ankylóza je třeba počítat s chirurgickou korekcí, ale ne dříve, než se zánětlivý proces zklidní.

Traumatická artritida

Etiologie: Může být způsobena akutním traumatem, zvýšenou svalovou aktivitou, dislokací disku nebo excesivním otevíracím pohybem - např. při zívání, extrakci zubu, nebo při endotracheální intubaci.

Diagnostika: Pro diagnózu je důležitá anamnéza traumatu a absence fraktury v okolí kloubu. Rentgenogram je obvykle negativní s výjimkou ojedinělých případů s rozšířením kloubní štěrbiny, které je způsobeno intraartikulárním edémem nebo hemoragií.

Klinická symptomatologie: Mechanický tlak může fyzicky rozdrtit molekuly v kontaktní oblasti. Z těchto poškozených molekul se pak uvolňují volné radikály, které mohou stimulovat nebo utlumovat molekulární aktivitu, či dokonce působit destrukci molekul. Tlakem je též narušeno smáčení kloubních povrchů synoviální tekutinou, a tím i jejich metabolismus. Tlak také působí na funkci syntézy buněk. Při mírném tlaku dochází k fyziologickému zvyšování syntézy chrupavčité matrix (proteoglykanů), ale při déletrvajícím zatížení jsou chondrocyty poškozeny spolu s jejich cytoskeletálními elementy (f-aktin, tubulin). Nepřiměřeným tlakem na kloub se přeruší krevní zásobení a tím dojde k tkáňové hypoxii a změně celulózního metabolismu. Po uvolnění tlaku dojde (svalové relaxaci) k obnově prokrvení. Buňky se změněným metabolismem vytváří volné radikály z obnovených kyslíkových zásob, které mohou destruovat molekuly jako např. kys. hyaluronovou, kolageny, proteoglykany a tím dochází k poruše struktury tkáně. Klinicky se objevuje bolest, citlivost a omezení pohybu. U dětí může poraněná kondylární epifyzární chrupavčitá zóna mít za následek deformace obličej.

Léčba: Zahrnuje podávání nesteroidních antiflogistik, teplo, kašovitou stravu a omezení pohybu dolní čelisti.

Osteoartróza

Osteoartróza je degenerativní onemocnění kloubů, při kterém dochází k biodegradaci kloubní chrupavky a k morfologickým změnám okolních měkkých tkání a subchondrální kosti. U čelistního kloubu se s tímto onemocněním setkáváme u osob středního a vyššího věku.

Etiologie: Není doposud přesně vysvětlená, uvažuje se o multifaktoriální etiopatogenezi s vlivem genetickým, neuropatickým, metabolickým, nutričním, mechanickým - přetížení kloubu, opakované mikrotrauma a makrotrauma, zánětlivé vlivy.

Diagnostika: *Rtg* - na nativním snímku není v počátečním stadiu patrný patologický nález, neboť proces probíhá v *rtg* nekontrastní chrupavce. V pozdějším stádiu, kdy se rozvíjí zúžení kloubní štěrbině způsobené atrofií kloubní chrupavky (tzv. komprimovaný kloub), jsou patrné též tvarové změny kloubního skeletu a to oploštění kloubní hlavice i eminentia articularis, novotvorba kosti z periostu - osteofyty na kloubních okrajích. V pokročilejším stádiu dochází k subchondrální i kostní usuraci nebo k reaktivní subchondrální sklerotizaci spongiózy - obraz tzv. kostních Eliho cyst (nepatří mezi pravé cysty, ale o dutiny v kosti vyplněné granulační tkání).

Artrioskopie čelistního kloubu - vyšetření intrakapsulárních prostorů.

Magnetická rezonance - pro lepší informaci o strukturních změnách v kloubu

Laboratorní vyšetření - je zvýšen močový pyridinolin, resp. deoxypyridinolin, jež jsou vazebnými elementy kostního a chrupavkového kolagenu, a jako nemetabolizované se ve 100% vylučují močí tj. ukazují na intenzitu odbourávání těchto dvou tkání: - zvýšené hladiny C reaktivního proteinu v séru, - zvýšené sérové hladiny hyaluronové kyseliny.

Klinická symptomatologie: drásoty či loupání v kloubu během pohybu; pocit ztuhlosti kloubu, zejména po nočním klidovém období; bolest vznikající pouze při zátěži, v klidu nebo při běžném otevírání úst nevzniká; uchýlování k postižené straně otevírání úst; bolest a hypomobilita se stávají trvalými při chronické progresivní formě; při zánětu takto poškozeného kloubu - osteoartritida.

Léčba: Musí být komplexní, tj. odstranění rizikových faktorů osteoartrózy (klidový režim, řešení okluzní nestability, rekonstrukce zubních oblouků, vyloučení para-funkcí, odstranění psychosociálních příčin, . . .).

Dále využijeme relaxační nákusné dlahy k odlehčení kloubu, případně fyzikální léčbu pro její analgetický účinek, relaxační vliv na svalstvo a podporu lokálního metabolismu (např. laser, . . .). V neposlední řadě lze užít i medikamentózní léčbu - analgetika, nesteroidní antiflogistika, chondroprotektiva, intraartikulární aplikace Hyalganu či kortikoidů. Při neúspěšné konzervativní léčbě lze uvažovat o chirurgické intervenci a to eminektomii nebo kondylektomii

3.2.2 Vady okluse

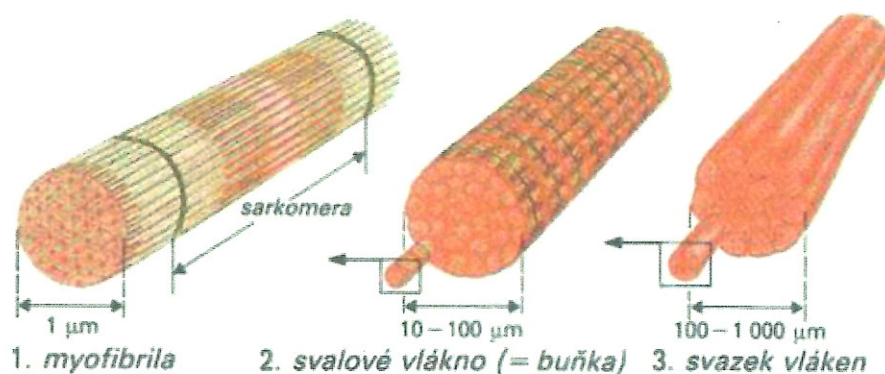
Nevhodné artikulační a okluzní poměry mohou být jedním z podpůrných faktorů vzniku nebo rozvoje TMP. Proto je zapotřebí stanovení fyziologického postavení čelistí vzhledem k funkci čelistního kloubu a žvýkacímu svalstvu. Pro stanovení mezičelistních vztahů v okluzní poloze, je třeba polohu čelisti orientovat ve třech základních prostorových dimensích - rovině frontální, sagitální, horizontální. Vzhledem k pohyblivosti mandibuly považujeme polohu horní čelisti za konstantní.

Vztah čelisti v horizontální rovině tj. v transverzálním a předozadním směru, kdy mandibula je vzhledem k maxile v okluzní poloze. Vztah čelisti ve vertikální rovině, se označuje též jako výška skusu (vzdálenost mezi alveolárními výběžky obou čelistí, když jsou jejich zuby v okluzi) může být snížen ztrátou zubů, zubním kazem, úrazy, nevhodným protetickým řešením, abrazií. Pro výšku skusu je zásadní udržení opěrných zón, tj. antagonistního seskupení premolárů a molárů, které ji fixují. Nepřiměřené zvýšení může být způsobeno špatně konstruovanými zubními výplněmi nebo náhradami.

Souhrnem všech tří rovin získáváme mezičelistní vztah v okluzní poloze, která má konstantní polohu vzhledem k obličejovému skeletu a určuje celkový směr žvýkacího tlaku. Stanovení mezičelistního vztahu je jedním z nejdůležitějších protetických výkonů, které má základní význam pro terapeutickou hodnotu celkových náhrad vzhledem k funkci celého orofaciálního systému. Chybné určení má nepříznivý vliv nejen na funkční efektivnost náhrady, ale i na funkci čelistních kloubů a žvýkacího svalstva. Posléze může být narušena i fyziognomie obličeje.

3.2.3 Neuromuskulární změny

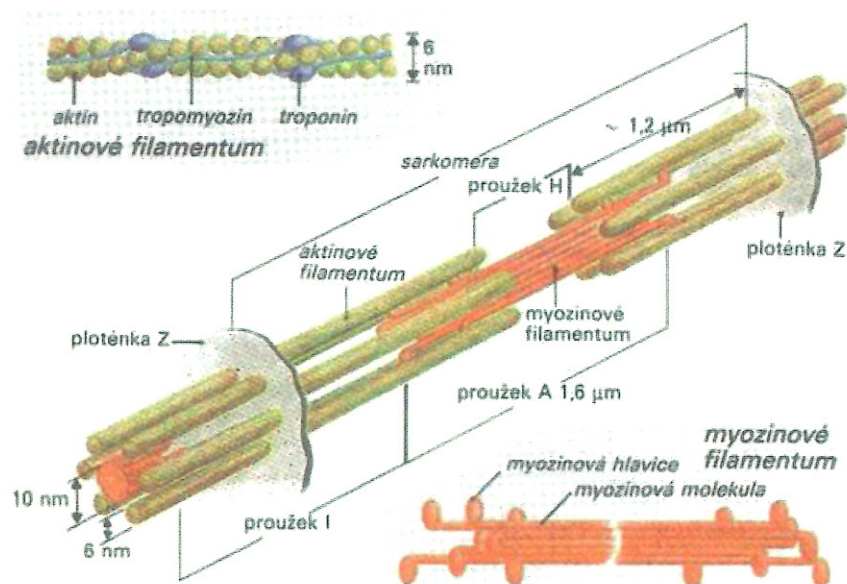
Změny ve svalstvu hlavy a krku precipitují mnoho symptomů spojených s TMK dysfunkcí a bolestí. Obecně platí, že akutní symptomy TMK dysfunkce jsou převážně svalové, zatímco chronické, déletrvající symptomy jsou na úrovni přilehlých tkání (ligament a šlach). Samozřejmě, že akutní symptomy vzniklé v rámci traumatu mohou zahrnovat obě komponenty a to jak svalovou, tak i přilehlé tkáňové struktury. Zdánlivě spolu nesouvisející symptomy čelistního kloubu jako například loupání, kontraktura, bolest hlavy a krku, vertigo, tinitus, zalehlost ucha atd. jsou buď přímo nebo nepřímo způsobené poruchou svalstva.



Obrázek 3.7: Struktura příčně pruhovaného svalu [99].

Svalová buňka je vlákno dlouhé až 20 cm, o průměru asi 10-100 μm . Buněčná membrána svalového vlákna se nazývá sarkoléma; svalové vlákno obsahuje kromě myofibril sarkoplazmu (cytoplazmu), více buněčných jader, mitochondrie, lyzosity, tukové kapénky, zrníčka glykogenu a jiné inkluze. jedno svalové vlákno obsahuje několik set myofibril, z nichž každá je rozčleněna tzv. proužky Z do úseků asi 2 μm dlouhých, tzv. sarkomer (obr. 3.7) [99].

Na sarkomeře jedné myofibrily lze při mikroskopickém pozorování rozlišit střídavě světlé a tmavé pruhy a linie, které vznikají uspořádáním myozinových a aktinových filament. Molekula myosinu (Obr. 3.8) má dvojdílnou hlavu (obsahuje ATPázu) kloubově spojenou s krčkem, na který je připojena opět kloubově ocasní část. Myozinové filamentum sestává z 150 - 360 takových molekul spojených do svazku. Kloubová pohyblivost umožňuje reversibilní vazbu myosinu na aktin a vzájemný posuv aktinových a myozinových filament.

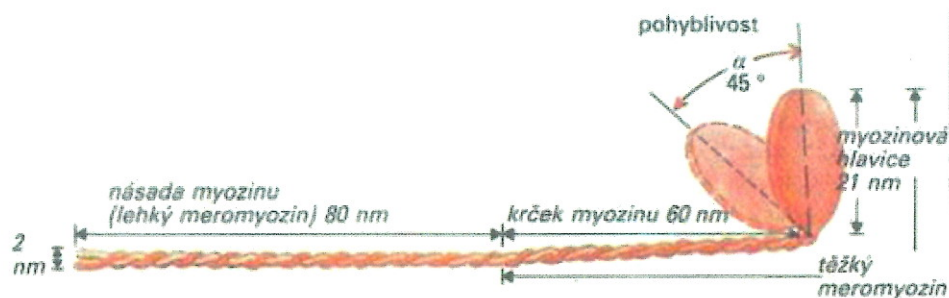


Obrázek 3.8: Sarkomera [99].

Aktin je globulární bílkovinná molekula tvořící řetězec. Dva takové spirálovitě stočené řetězce tvoří aktinové filamentum (obr. 3.9). Tropomyozin je vláknitého tvaru a ovíjí aktinové filamentum přičemž přibližně každých 40 nm je připojena molekula tropoinu, jenž v klidovém stavu zamezuje tvoření můstku mezi myosinem a aktinem. Tento inhibiční vliv je zrušen přísunem Ca^{2+} .

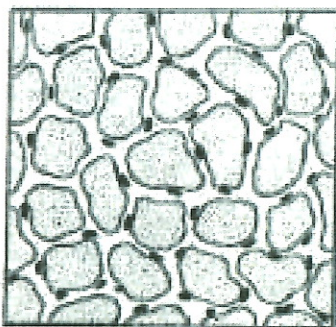
3.2.4 Cévní a lymfatické zásobení

Muskulo - skeletální systém je bohatě protkán spletitou kapilární sítí a to tak, že každé svalové vlákno je obklopeno čtyřmi až pěti kapilárami (Obr. 3.10). Odhaduje se, že svalstvo dospělého muže obsahuje 62.000 mil kapilár s celkovým povrchem 6.300 mil². Při silné svalové kontrakci dochází k obstrukci kapilárního toku a tím k svalové bolesti. Během svalové inaktivity je většina kapilár uzavřena. Se vzrůstem metabolické poptávky (při svalové aktivitě) se kapiláry otvírají a tím se zvyšuje kapilární průtok. Vzrůstající



Obrázek 3.9: Molekula myozinu [99].

svalový objem během TMK dysfunkce může být způsoben dvěma faktory. Počáteční, vzrůstající objem vysoce trénovaného svalu je díky rostoucímu počtu otevřených kapilár, které byly během svalové inaktivity zavřeny. S rostoucí aktivitou trvající delší období, je přisuzován růst jednotlivých svalových vláken růstu v sarkoplasmě. S prolongovaným těžkým cvičením se zvyšuje také počet myofibril.



Obrázek 3.10: Vzájemný vztah kapilár a svalových vláken. Černé tečky představují kapiláry [11].

Během fyziologické výměny tekutiny přes kapilární stěny, objem tekutiny vystupující z kapilár je většinou větší než objem do kapilár vstupující. Přebytečná tekutina je odváděna lymfatickými cévami zpět do venózního řečiště. Tento proces udržuje stálý tlak vnitřních tekutin. Bohatá zásoba lymfatických cév se nachází ve spojení se svalovým pouzdrém a šlachou nikoliv uvnitř vlastního svalu. Lymfatický tok se zvyšuje během svalové aktivity, ale při zvýšené a trvalé svalové kontrakci se může tok zastavit. Dlouhodobým snížením lymfatické drenáže dochází k zvýšení hydrostatického tlaku a tím k vzniku svalové bolesti. Krom toho dochází k akumulaci odpadních produktů, které by byly normálně drénovány do venózního kapilárního řečiště.

3.2.5 Propriocepce

Receptory umístěné ve svalech, kloubech a šlachách nazývané proprioreceptory slouží k zpětně vazebnému přenosu informací o pohybu dolní čelisti do CNS. Jsou tedy zodpovědné za kinetiku a svalovou citlivost daného jedince. Existují dva typy proprioreceptorů - svalová vřeténka (informují o změně délky svalu) a Golgiho šlachová tělíska (informují o svalovém tonusu).

3.3 Psychologický vliv

Do této skupiny patří tzv. psychosociální faktory zahrnující mezilidské, individuální a situační proměny a vztahy, které mají dopad na pacientovu adaptační schopnost. Nejčastěji se setkáváme s depresemi a emočním stresem. Deprese vyvolávají TMP nepřímo tím, že jejich vliv zhoršuje vnímání chronické bolesti. Naopak při zvýšené hladině emočního stresu (úzkost, obavy, frustrace, nepřátelství, hněv, zlost, strach) dochází k zvýšení klidové svalové aktivity nebo rozvoji bruxismu a tím je přímo ovlivněna svalová funkce. Při zvýšeném emočním stresu se též aktivuje sympatický nervový systém, který může působit jako zdroj svalové bolesti. Vnímavost k jednotlivým stresorům je u každého jedince jiná, proto při snaze o zhodnocení psychoemočního stavu pacienta před zahájením léčby je vhodné spolupracovat s psychologem či psychiatrem.

Kapitola 4

Diagnostika TMP

Nejčastější příčinou dysfunkce čelistního kloubu jsou svalové poruchy, které jsou v literatuře uváděny pod názvem svalová bolest a dysfunkce [114]. Tyto svalové poruchy jsou většinou dobře zvládnutelné pomocí řady reversibilních neinvazivních léčebných metod.

Mezi další příčiny kloubních bolestí a dysfunkcí patří poruchy uvnitř čelistního kloubu. Mezi ně patří osteoartritida, revmatická artritida, chronická rekurentní dislokace, ankyloza, neoplazie a v neposlední řadě infekce. Ačkoliv některé z těchto poruch vyžadují chirurgickou léčbu, většina je zvládnutelná konzervativní cestou. K zvládnutí těchto pacientů je nutná koordinace mezi maxilofaciálním chirurgem, praktickým stomatologem, psychiatrem a dalšími odbornými lékaři.

4.1 Vyšetření pacienta

Jako u všech nemocí, tak i u TMP je důležitá důkladná anamnéza a klinické vyšetření. Je vhodné dodržet standardní postup při dotazování pacienta a zaznamenat veškeré podrobnosti, které usměrňují další klinické vyšetření a indikaci dalších pomocných vyšetřovacích a zobrazovacích metod.

4.1.1 Anamnéza

Pacientova anamnéza může být nejdůležitější částí celého vyšetření. Při odebrání anamnézy se zaměříme na hlavní obtíže pacienta, jejichž změna během terapie slouží k posouzení úspěšnosti zavedené léčby. Anamnéza současných obtíží by měla být velmi podrobná (datum a okolnosti vzniku prvních obtíží, jejich další vývoj, dosavadní typ léčby). Zaznamenáváme všechny symptomy a jejich lokalizaci, charakter, intenzitu, četnost a dobu obtíží, remisi a relaps příznaků, příznaky opakující se denně a faktory zhoršující nebo zlepšující subjektivní stav.

V osobní anamnéze se zaměřujeme na nemoci léčené v minulosti i v současnosti - obzvláště nás budou zajímat údaje o systémových artritidách a jiných muskuloskeletálních a revmatologických chorobách, poruchách nervového systému, dále operační výkony a hospitalizace, úrazy - speciálně hlavy a krku, užívané medikamenty, alergie, abúzus alkoholu nebo drog. Zajímáme se o kvalitu i polohu pacienta během spánku a

eventuální bruxismus; zatínání zubů a jiné parafunkce během dne - přetěžování pouze jedné strany při žvýkání, nadměrné žvýkání žvýkaček; denní polohové návyky - častější opírání se o bradu či o tělo mandibuly jednostranně.

V rodinné anamnéze sledujeme výskyt tohoto onemocnění a tím i dědičné dispozice. Vzhledem k tomu, že tyto poruchy jsou často spojeny s psychickou labilitou pacienta, zjišťujeme i psychosociální anamnézu - rodinný stav, typ práce, problémy ve vztazích, emoční poruchy, časté depresivní vztahy a stavy úzkosti.

4.1.2 Klinické vyšetření

Klinické vyšetření má poskytnout objektivní informace o funkci TMK, žvýkacích svalů a okluzních poměrech. Je vhodné dodržet rutinní postupy, abychom neopominuli některé příznaky. Je třeba zaměřit se na vyšetření stavu TM kloubů a jejich funkce, dutiny ústní a chrupu, vyšetření žvýkacích krčních a páteřních svalů, hlavových nervů.

Při aspekci sledujeme mezičelistní anomálie (hluboký skus, II tř. Angela a dentální anomálie). Dále sledujeme poruchy v oblasti artikulace a okluze, mezičelistní vztahy. Hodnotíme zkrácený zubní oblouk, výplně či nevyhovující protetické práce. Ve frontálním úseku sledujeme, zda se nenalézají některé patologické prvky při depresi a elevaci mandibuly, jako jsou uchylování mandibuly od středové čáry - řezákové vedení, ostrá bolest, spasmus žvýkacích svalů nebo ranní ztuhlost tzv. "startovací bolest" při prvních pohybech mandibuly.

Vyšetření dutiny ústní a chrupu má vyloučit bolesti, jejichž původ je v onemocnění čelistí, zubů či dásní a určit, zda obtíže nepocházejí z okluzních vad a překážek. Dále hodnotíme polohu hlavy a její držení, symetrii krku, rozsah pasivních a aktivních pohybů hlavy a krční páteře. Nesmíme zapomenout na případné asymetrie žvýkacích svalů (nejčastější je hypertrofie m. masseter).

Při palpaci sledujeme druh a lokalizaci bolesti. Provokujeme bolest tlakem prstu na kloub z laterální strany před tragem nebo na přední straně zevního zvukovodu a to v klidové fázi a při otevírání úst. Hodnotíme polohu a hybnost kloubní hlavice (maximální otevření, lateropulzi, retruzi), její vztah ke kloubní jamce, palpační bolestivost a diskrepance na obou stranách. Sledujeme výskyt kloubních zvukových fenoménů (uchem nebo lépe fonendoskopem jenž odhalí i zvuky méně klasické a tudíž špatně slyšitelné pouhým uchem) jako jsou lupání, krepitace, šelesty, praskání, přeskakování a terminální lupnutí. Jsou-li přítomné, zaznamenáváme jejich kvalitu současně s bodem otevírání, ve kterém jsou slyšitelné.

U všech vyšetření sledujeme a srovnáváme oba klouby. Snažíme se registrovat náznaky všech anomálií měkkých i tvrdých tkání. Výše uvedené příznaky a potíže se mohou kombinovat s vestibulokochleárními symptomy (šumění v uších, ušní šelest, závratě, pocit ucpaného ucha a nedoslýchavost). I při palpačním vyšetření nesmíme zapomenout na vyšetření svalového aparátu. Zaměřujeme se především na případné bolestivé okrsky a tonus žvýkacího svalstva a to jak při vyšetření zevním, tak i z úst. Provedeme palpaci svalů krku a zaznamenáváme případné poruchy citlivosti v oblasti krku, ramene a horní končetiny. Při pozitivním nálezů je třeba pacienta doporučit na další vyšetření - ortopedie, neurologie, fyzioterapie.

4.2 RTG

Při stanovení diagnózy TM poruchy hraje neodmyslitelnou roli rentgenové vyšetření. Avšak uložení kloubu pod lebeční spodinou způsobuje, že jeho zobrazení a hodnocení je obtížné.

Nejčastěji užíváme dvou rtg projekcí: panoramatický snímek (ortopantomogram) jenž umožňuje zobrazit oba čelistní klouby na jednom snímku a to jak při zavřených, tak i otevřených ústech. Často může odhalit výrazné destrukce na kostních tkáních čelistního kloubu. Mezi výhody patří i možnost porovnávat snímky téhož pacienta v různých časových obdobích.

Není zanedbatelná ani skutečnost, že dávka radiačního záření je 10x nižší než při zhotovení snímku na klasickém RTG přístroji v projekci např. Schüllerově. Šikmý boční snímek čelistního kloubu (modifikovaná Schüllerova projekce) s otevřenými a zavřenými ústy umožňuje sledovat dobře tvar a strukturu hlavice, její hybnost porovnáním snímku se zavřenými a otevřenými ústy, jamku a kloubní hrbolek, vztah hlavice k jamce. Kloubní štěrbinu lze posuzovat jen na dokonalém snímku, jelikož odchylka ve sklonu centrálního paprsku mění její šíři.

Sledujeme postavení kloubní hlavice a z něj usuzujeme, zda se nejedná o hyper nebo hypomobilitu kloubu. Dále z RTG snímku vyčteme stupeň degenerativních změn (velikost prostoru mezi kloubní hlavici a jamkou, subchondrální sklerosu, Eliho cysty). Na některé poruchy (diskopatie) se dá usuzovat jen nepřímo podle změny postavení kondylu vůči jamce a eminenci, či změny šířky kloubní štěrbiny.

4.3 CT (počítačová tomografie)

CT je asi 100x citlivější v detekci jemných rozdílů v absorpci RTG záření tkáněmi než RTG filmy. Klasickým RTG snímkem rozlišujeme asi 10-15 rozdílů odstínu šedé, z čehož vyplývá, že hustota orgánu se liší zhruba o 10%. CT rozliší 2000 odstínů šedé (šedá - svaly, bílá hmota mozku, cévy, žlázy, tuk, hnis,..). Velmi dobře zobrazuje kostní součásti kloubu a jejich strukturální změny (osteoartrózy, tumory, cysty, fraktury,..). Moderní přístroje 3. a 4. generace umožňují i dokonalou funkční analýzu pohybu kondylu, histografické znázornění kvality tvrdých tkání TMK (graficky i numericky objektivizují stupeň postižení všech struktur kloubů). Neposkytují s dostatečnou spolehlivostí informace o měkkých tkáních kloubů a hlavně o diskusu, proto ji u diskopatie neindikujeme. Výhodou je i nižší radiační zátěž v porovnání se standardními vyšetřovacími přístroji, relativní nevýhodou jsou vysoké finanční náklady na vyšetření.

4.4 Artro(tomo)grafie (ATG)

Byla do vzniku CT a magnetické rezonance jedinou technikou umožňující nepřímou vizualizaci a vyšetření stavu intrakapsulárních měkkých tkání (chrupavka, pouzdro, artikulární diskus). Provádí se jedno- nebo dvou kompartmenová ATG. Převážně se používá metoda pozitivní artrografie (aplikace vodných roztoků soli jódu). Speciálně se užívá ke stanovení vzájemného vztahu mezi kondylem, diskusem, jamkou a hrbolekem

při zavřených, částečně otevřených a úplně otevřených ústech. Dává informace o morfologii disku, o adhezích, cizích tělesech proliferujících stavech a synoviálních tělískách. V kombinaci s fluoroskopií lze vyšetřit i dynamickou stránku funkce kloubu. Typické využití ATG je při klinických nejasnostech (diskrepance mezi klinickým nálezem a výsledkem NMR) a plánovaných chirurgických zákrocích, hlavně tam, kde nelze provést NMR (nedostupnost, kontraindikace). Diagnostická přesnost se uvádí asi 79-97 %. Nevýhodou je značná technická náročnost, invazivita a vysoká radiační zátěž pacienta.

4.5 Nukleární magnetická rezonance (NMR)

Tato metoda dovoluje nejen zobrazit sledované objekty tomograficky, ale v některých případech i předvídat jejich morfologické změny. Dovoluje tak nahlédnout nejen do jejich chemické struktury, ale i v určité míře do jejich biochemických pochodů [16, 37, 39, 94, 106, 107, 113].

Při NMR vyšetření se hlava pacienta ukládá do silného magnetického pole, jehož působením se dipóly vodíkových protonů prostorově orientují souběžně s vektorem pole. Přídavné radiofrekvenční (RF) pulsy definované frekvence pak navodí kmitání (rezonanci) extra- a intracelulárních vodíkových iontů. Po ukončení RF pulsu nastává tzv. relaxační fáze, kdy se protony vrací do původního stavu. Při relaxaci vysílají atomová jádra rádiové vlny, které přístroj registruje [73]. Protože různé tkáně mají odlišné chemické složení, a tedy i koncentraci vodíkových iontů, uvolňují různě velká kvanta energie (kost- nízký signál, "řidké tekutiny"- vysoký signál). Proces relaxace je dán reakcí protonů se sousedními jádry (T1 relaxační čas, spin - mřížka) a vzájemnou interakcí mezi protony (T2 relaxační čas, spin - spin). Propočít regionálních relaxačních časů pak slouží k rekonstrukci obrazu v kterékoli anatomické rovině. Během vyšetření je nutná určitá spolupráce pacienta, jeho naprostý klid během měření. Celková doba měření je poměrně dlouhá - okolo 45 minut. Jedinou subjektivní zátěží je nadměrný hluk při snímání dat. Absolutní kontraindikací NMR je implantovaný kardiostimulátor (choval by se v silném magnetickém poli jako projektil), relativní kontraindikací jsou implantované kovové předměty (fixní stomatologický materiál není kontraindikován). V zobrazení TMK se využívají měřicí postupy zdůrazňující kontrast mezi artikulárním diskusem, pojivem a kostí, případně chrupavkou. Pro dokonalé zobrazení kloubních součástí se používá klasická metoda T1 vážené spin - echo (SE) sekvence. T2 vážené SE sekvence se použije tam, kde očekáváme zánětlivý proces, kloubní výpotek nebo nádorový růst.

NMR nepatří mezi rutinní vyšetřovací metody a proto by měla být indikována jen tehdy, když není zcela jasná diagnóza, když patologický stav nereaguje na konzervativní léčbu nebo když stav se progresivně zhoršuje či před plánovanou chirurgickou intervencí.

Tuto vyšetřovací metodu byla použita při řešení studie s názvem: Posouzení dynamické MR k vyšetření TMK. Tato studie byla provedena ve spolupráci s MUDr. Věrou Peterovou, CSc. z NMR oddělení Radiodiagnostické kliniky 1LF UK a VFN v Praze. Studie je podrobněji popsána v kapitole 5.

4.6 Artroskopie čelistního kloubu

Byla zavedena do praxe v roce 1975 a od té doby se široce rozšířila při léčbě vnitřních poruch TMK [82]. Jedná se o chirurgickou, minimálně invazivní diagnosticko - terapeutickou metodu. Umožňuje přímé vizuální zhodnocení intrakapsulárních prostorů a to horní kloubní štěrby, polohy diskusu a jeho pohybu v tekutém médiu (fyziologický roztok, Ringerův roztok) s možností přímého terapeutického zásahu. Základním přístrojem je artroskop, který obsahuje světlovodná vlákna, a jeho konec je opatřen speciální optikou. Tekutina může být vpravena do kloubu kanylou (pro TMK by měl být vnější průměr do 2 mm), kterou je zaveden i artroskop napojený na zdroj světla, proplachovací a popřípadě i záznamový systém. Z kloubního prostoru musí být také zajištěn odtok vyplachované tekutiny.

Kromě vizuálního vyšetření nám artroskopie umožňuje provádět malé chirurgické výkony - laváže, odběr vzorků tkáně na bioptické vyšetření, malé úpravy kloubního povrchu, rozrušování intraartikulárních adhezí, myotomie části m. pterygoideus lateralis při anteriorních dislokacích diskusu, suturu diskusu, odstraňování degenerativně změněných tkání apod. Výkon se provádí většinou v celkové anestezii. Indikací mohou být diskopatie, posttraumatické stavy nebo degenerativní změny v TMK nereagující na konzervativní léčbu. Přínosem v chirurgii čelistních kloubů je použití artroskopie v kombinaci s operačními výkonovými "hard"lasery, které umožňují operovat s vysokou přesností a minimální traumatizací okolních tkání. Pro provádění artroskopických výkonů jsou vyvinuty miniaturizované artroskopické nástroje (skalpely, nůžky, klišťky, sondy,..).

Artroskopické vyšetření menšího dolního kloubního prostoru je spojeno s rizikem iatrogeního poranění kloubního diskusu. Proto byl vyvinut ultratenký artroskop o vnějším průměru kanyly 0.69 mm. Během vyšetření může dojít k zavlečení infekce do kloubu, poškození sluchu, porušení inervace s dočasnou hypestesií, tvorbě hematomu nebo založení nástrojů. Proto musí být indikace vždy pečlivě zvážena ve vztahu k terapeutickému zisku a možným rizikům během výkonu.

4.7 Elektromyografické vyšetření (EMG)

Umožňuje objektivizaci poruch v oblasti žvýkacích svalů. Nejčastěji vyšetřovanými svaly jsou m. masseter a m. temporalis. Použití bipolárních povrchových snímacích elektrod, lokalizovaných na břicho a šlachu příslušného svalu, nám dovolí posoudit celkovou aktivitu svalu jak v klidu, tak při volní inervaci. V případě nutnosti podrobnějšího svalového vyšetření, rozlišování jednotlivých akčních potenciálů při volní činnosti, fibrilačních či denervačních potenciálů v klidovém svalu, se používají jehlové elektrody, které umožňují hodnocení charakteru jednotlivých potenciálů. EMG nálezy umožňují rozlišení odchylek při postižení TMK, při poruchách skusu a jiných lokálních změnách v orofaciální oblasti. Při paralelním bilaterálním vyšetření mm. temporales a mm. masseteres v klidu a při volní kontrakci - skusu, můžeme zjišťovat odchylky při asymetrické funkci svalů. Byl zjištěn velmi vysoký výskyt klidové aktivity (až 68%), nedostatečnou relaxaci svalů po ukončení kontrakce (80%), poruchy reciproční aktivity (80%) a desynchronizovaný náboj motorických jednotek (32%). Tyto výsledky prokazují význam EMG vyšetření při onemocnění TMK. Dokazují, že dochází současně vždy k oboustrannému postižení

extrakapsulárních struktur stomatologického komplexu.

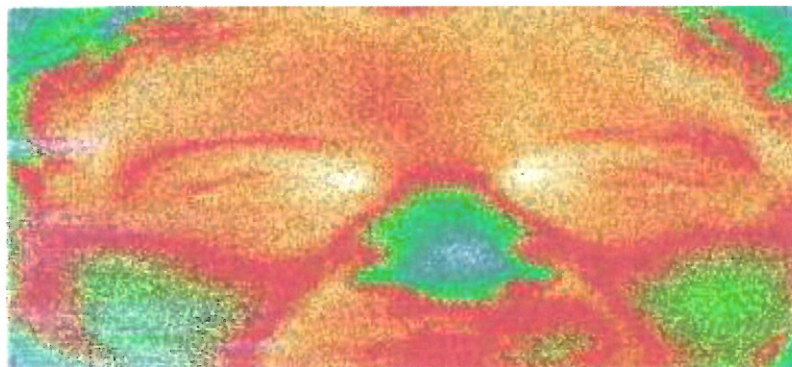
EMG vyšetřením lze také kontrolovat výsledky terapie. Při hypnóze lze během samotného léčení sledovat účinek klidové aktivity, která se při úspěšné terapii normalizuje. Při EMG lze též použít vyšetření tzv. trigemino - trigeminového T- masseterového reflexu (jaw-reflex), který je aktivován poklepem kladívka na mandibulu. Kladívko klepnutím spouští stopu osciloskopu. Reflexní odpovědi jsou snímány bipolárními povrchovými elektrodami z pravého i levého masseteru. Latence reflexu, tj. doba od spouštění stopy osciloskopu poklepem kladívka k začátku evokované odpovědi, se projeví odklonem od izoelektrické linie. Pohybuje se mezi 7-12 ms.

Latence masseterového reflexu kolísají, a proto srovnání stranových odpovědí, tj. ze strany levé a pravé, je pro hodnocení významnější, než absolutní hodnota latence. Rovněž amplituda reflexní odpovědi je značně variabilní, zvyšuje se v souvislosti se silou poklepu a s facilitací reflexu. I zde je při hodnocení amplitudy významnější stranové porovnání, než absolutní hodnoty. Používání "jaw- reflexu" je limitováno obtížností standardizace mechanického stimulu s obtížností regulace tonu masseterů pro optimální reflexní aktivaci. Jednostranné prodloužení latence masseterového reflexu, nebo absence reflexní odpovědi při aktivním mozkovém kmeni, poukazuje na lézi n. trigeminus.

"Silant period"- útlumová perioda masseterového reflexu je vyvolána, jestliže během volního sevření čelisti mechanickým poklepem na mandibulu vyvoláme jaw - reflex. Ten je následován krátkou pauzou, dobou, po kterou s elektrogramu vymizí aktivita svalů - objeví se isoelektrická linie. Tato doba, tzv. masseterová silent period, trvá normálně asi 30 ms, a pak se objeví svalová aktivita. Trvání silent period je ovlivňováno silou, směrem poklepu a velikostí sevření čelistí. Proto se při jejím vyšetřování musí usilovat o standardizaci. TMK je charakterizován prodloužením masseter silent period na straně leze. Naopak u tetanu silent period chybí.

4.8 Termografie

Je neinvazivní vyšetřovací metodou, založenou na měření teploty povrchu lidského těla. Tělesné teplo je snímáno termokamerou. Detektor termokamery přemění teplo na elektrický proud, který je možno měřit. Z naměřených hodnot je na monitoru termokamery sestaven obraz, na kterém jsou různé teploty povrchu těla vyznačeny škálou barev (Obr. 4.1). Pro diagnostiku onemocnění má význam sledování symetrie termografického obrazu. U zdravého jedince je obraz symetrický podle střední osy. Stranové rozdíly větší než 0.35° se považují již za příznak začínající poruchy [46].



Obrázek 4.1: Termografické vyšetření obličeje.

Termografie je tedy diagnostická metoda umožňující detekovat již minimální poškození tkání, funkční poruchy, svalový spasmus, přetížení svalů a šlach v okolí kloubu, zánětlivý či jiný proces spojený se změnou metabolické aktivity. Termografické vyšetření není spojeno s rizikovými faktory, které by mohly poškodit pacientovo zdraví. Jde o neinvazivní a neionizující zobrazovací metodu, kterou můžeme opakovat vícekrát. Termografie našla své uplatnění i v diagnostice poruch čelistního kloubu a to možností odlišení svalové a kloubní příčiny obtíží. Na úroveň teploty lidského těla má bezesporu vliv i okolní prostředí, proto je nutné pro získání přesných a nezkreslených výsledků dodržení standardních vyšetřovacích podmínek.

Všechna tato vyšetření nám poslouží k diagnostice poruch čelistního kloubu. Podle původů obtíží můžeme rozlišit dva základní typy onemocnění:

Extrakapsulární: myositis, myospasmus, systémová onemocnění svalstva, reflexní ochranná kontraktura, svalová kontraktura

Intarkapsulární: dyskopatie s repozicí a bez repozice, adheze kloubního disku, zánětlivé a degenerativní změny čelistního kloubu, luxace a subluxe, vrozené a vývojové vady

Kapitola 5

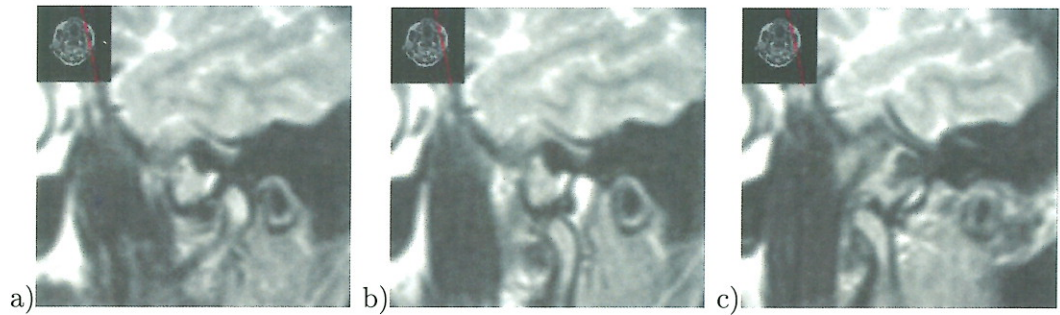
Užití dynamické MR k vyšetření temporomandibulárního kloubu

Poruch temporomandibulárního kloubu (TMK) v posledních letech přibývá a věková hranice prvních příznaků poruchy se posunuje do mladších věkových skupin. Téměř 65% osob ve věku mezi 20 a 50 lety trpí poruchou TMK: buď kloubního původu nebo poruchou žvýkacích svalů. Nejčastější intraartikulární poruchou TMK je porušení funkčního vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem mandibuly, tzv. dislokace kloubního diskusu. Dislokace kloubního diskusu dále dělíme na dislokace s repozicí, kde se během otvírání úst dislokovaný diskus dostává do správného vztahu vzhledem ke kondylu, a dislokace bez repozice, kde i při otevřených ústech zůstává kloubní diskus trvale dislokovaný. K upřesnění intraartikulárních poruch je nezbytné přesné zobrazení jak měkkých tkání (kloubní diskus), tak i tvrdých tkání (kloubní jamka a kondyl mandibuly). MR zobrazuje nejlépe měkké tkáně kloubu a jeho okolí, podá informaci o hydrataci a morfologii diskusu, je ideální i v zobrazení silikonových a teflonových implantátů a pooperačních stavů.

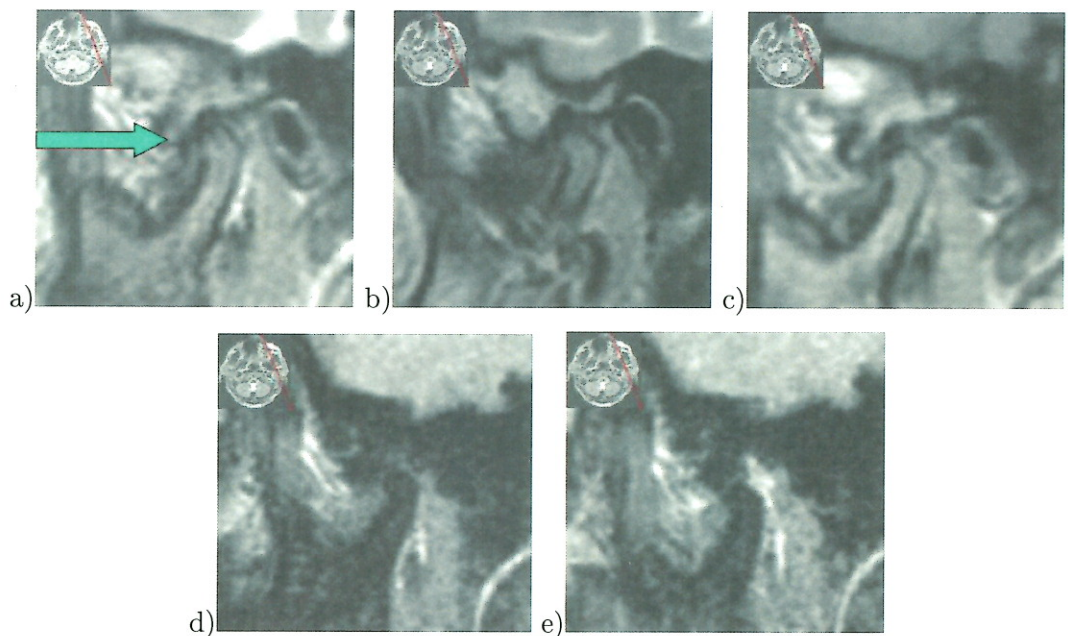
Cílem této studie bylo posouzení dynamické MR k vyšetření TMK.

5.1 Pacienti a metodika

V letech 1999 až 2002 jsme vyšetřili 26 nemocných s poruchou mobility TMK. Šlo o 24 žen a 2 muže, průměrného věku 35.6 roku. Oba TMK byly vyšetřeny pomocí 1.5T MR sekvencí fast - field echo (FFE) v T1 vážených obrazech při postupném otvírání úst, s fixací ve 4 polohách válečky o daných rozměrech v hlavové cívce (Obr. 5.2, 5.1).



Obrázek 5.1: 34 letá žena, levý TMK, 1.5T MRI. Ventrální luxace TMK vlevo s redukcí. a), b), c) T1 vážený obraz FFE modu při zavření a při postupném otevírání úst (c - maximální otevření).



Obrázek 5.2: 59-ti letý muž, levý TMK, 1.5T MRI. Ventrální luxace vlevo s redukcí. a), b) T2 vážený obraz TSE modu, c) T1 vážený obraz SE modu, d), e) T1 vážený obraz FFE modu při zavření a při otevření úst.

5.2 Výsledky

U 41 vyšetřených TMK byla pozorována ventrální dislokace disku, u 23 kloubů s redukcí, u 18 bez redukce. Artrózu hlavice měli 2 pacienti, hydrops kloubu 3 nemocní a u 1 nemocného bylo patrné úplné omezení pohybu v obou kloubech (Tab. 5.1).

Tabulka 5.1: Demografická data vyšetřovaných osob

	Počet	
	vyšetřených kloubů	% výskytu
Normální MR nález	4	13,8
Ventrální posun s redukcí	23	5,2
Ventrální posun bez redukce	18	2,8
Ventrální posun celkem	41	13,8
Hydrops kloubu	3	6,9
Jiný nález (úplné omezení pohybu, artróza)	4	15,2
Patologické nálezy celkem	48	17,2

5.3 Závěr

Pro posouzení rozsahu pohybu hlavice i disku v TMK i stavu kloubní štěrbiny se osvědčilo dynamické vyšetření kloubu v sekvenci FFE. Vyšetření obou TMK u 1 nemocného nepřesahuje 10 minut a je relativně dobře snášeno. FFE sekvence patří mezi rychlé sekvence, může být proto zatížena artefakty, při posuzování dynamiky kloubu je však metodou dostatečně vhodnou, zobrazuje translačně rotační pohyb hlavice i pohyb disku během otvírání úst, jakož i tvar všech komponent kloubu.

Kapitola 6

Biomechanika čelistního kloubu

Některé hypotézy předpokládají jako hlavní příčinu poškození kloubní tkáně její přetížení, na které se již organismus není schopen adaptovat. Toto přetížení je charakterizováno velikostí, směrem, frekvencí a průběhem vnějších sil na povrch kloubní tkáně. Snahou je vytvořit realistický model, který napomůže objasnit biomechanické souvislosti v klinické praxi.

6.1 Základní typy modelů v biomechanice

Pro studium biomechaniky žvýkacího systému je nutné vytvořit realistický model. Dle výkladových slovníků je model charakterizován jako systém dat, postulátů a znaků popsaný matematicky a sloužící jako návrh, plán či vzor předmětu pro jeho zkoumání. Umožňuje nám sledovat i takové jevy, které nelze pozorovat *in vivo*. Vytvořením modelu se chceme pokusit ukázat vzájemné vztahy pracovních sil ve žvýkacím aparátu. Doufáme, že to povede k objektivizaci celého systému.

Metody tvorby modelů se vyvíjely již od nepaměti, kdy model byl vyřezán ze dřeva až po současné 3D počítačové modely. Po řadu let pohlíželi různí vědci na žvýkací systém diametrálně odlišně. Jedni zastávali názor, že TMK není vůbec zatížen během své normální funkce. Tyto závěry byly založeny primárně na nepřesném fyziologickém pozorování. S rozvojem matematických modelů a nových možností experimentálního ověřování je nyní široce akceptován názor, že TMK je výrazně silově zatížen.

Fyzikální model

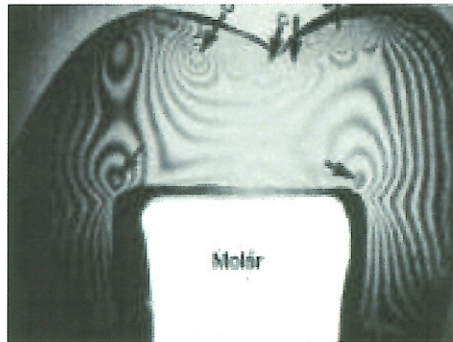
Současné technologie umožňují využít pro tvorbu modelů multifunkční nástroje. To zahrnuje i zlepšené snímky z počítačové tomografie (CT), magnetické rezonance (MRI), strukturální analýzy vytvořené metodou konečných prvků (MKP) a další.

Pro Alfreda Gysiho byla nástrojem jednoduchá matematika a pilka na dřevo. Jeho anatomicky přesná dřevěná mandibula obsahovala mechanické pružiny, křídlové matice a šrouby se závity pro simulaci trojrozměrného zatížení. Fyziologické charakteristiky byly na modelu vymezeny svalovými plochami a silami. Tyto svalové plochy byly stanoveny proporčně k celkové svalové hmotě. Ze svého modelu zjistil, že čelist vytváří vertikální pohyb při žvýkání stravy. Zveřejnil významné rozdíly mezi pracovní a balancující částí kloubu. Gysi cítil, že svalové uspořádání a čelistní struktura nese významný energetický

potenciál pro vytvoření maximální oklusní síly.

Podobný model sestrojil Hatcher. Použil dospělou lebku, kterou vystavil mechanické analýze. Místo pružin nahradil svaly Kevlarovými pásky, které byly kalibrovány. Jeden konec připevnil v místě úponu svalu, zatímco druhý byl upevněn ve směru skutečného svalu volně v prostoru. Během pohybu sledoval napnutí v jednotlivých páscích. Pracovní kloub sedí ve fossa glenoidalis jako otočný čep, zatímco balanční kloub je umístěn podél kloubní eminence a slouží pro přenos skeletálního zatížení. Kvantitativní výsledky ukazují, že balanční kloub je více zatížen než pracovní kloub.

Fyzikální modely využívají transparentní fotoelastickou pryskyřici nebo plasty. Po průchodu polarizovaného bílého světla touto hmotou, je vnitřní napětí transformováno na viditelnou barevnou škálu. Tyto kvalitativní techniky byly užívány přes půl století k tvorbě napěťových trajektorií (Obr. 6.1) na zatíženém tělese (zub, mandibula atd).



Obrázek 6.1: Dvou rozměrný fotoelastický model zatíženého zubu. Šipky ukazují na místa koncentrace napětí.)

Matematický model Je využíván pro popis složitějších poznatků. Matematický model popisuje realitu vždy jen přibližně, bez něho však zatím nelze metodami mechaniky pracovat. Prvním krokem je zajištění geometrických parametrů tkání, orgánů, orgánových struktur a substruktur těchto objektů, které studujeme, a volba jejich adekvátních modelů (deska, nosník, membrána, vlákno atd).

Druhým krokem je zajištění materiálových vlastností a opět volba jim odpovídajících modelů, tj. konstitutivních neboli materiálových rovnic. Pro biomechaniku je charakteristické, že tento krok je nesnadný. Vyplývá to jednak z toho, že materiálové vlastnosti živých tkání jsou složité (nelinearita, závislost na historii, velké deformace) a navíc abychom tkáň mohli studovat, musíme je vyjmout z těla (většinou post mortem) a zkoumáme pak vlastnosti, které jsou již částečně odlišné od podmínek in vivo. Konstatování této skutečnosti není ovšem výzvou k pesimismu, musíme si být pouze vědomi toho, že pracujeme s nižší přesností než v klasické mechanice, a je třeba klást důraz na stálé ověřování a porovnávání výsledků, které získáme z různých přístupů.

Třetím krokem je matematické zpracování dané úlohy: na základě obecně platných zákonů mechaniky, informací o geometrii vnější a vnitřní skladby a konečně na základě materiálových rovnic odvodíme výchozí rovnice odpovídající danému problému a řešíme je pro příslušné okrajové, popřípadě počáteční podmínky.

Čtvrtým krokem je ověření výsledků pozorování a proměřování na objektu, pokud možno v podmínkách *in vivo*, a korigování výchozích hypotéz a parametrů. Pátým krokem je potom využití v diagnostice, terapii, prevenci, popřípadě v aplikaci na technické konstrukce.

Celá tato cesta je obtížná a zatím často neschůdná. Historie vědy nás však učí, že dílčí poznatky se často využívaly s vynikajícími výsledky a teprve mnohem později byla celá problematika do hloubky objasněna a pochopena. Rovnice mechaniky vypracované pro působení těles musí přirozeně platit i pro živé organismy, ale nejsou postačující. Hlavním předmětem biomechaniky je studium procesů ve složitých živých systémech a axiomy klasické mechaniky jsou základem, z něhož nutno vycházet a postupně je doplňovat zákony termodynamiky, otevřených systémů, mikrobiologie aj.

Metoda konečných prvků (MKP) Pod pojmem metoda konečných prvků (MKP) si lze představit způsob diskretizace kontinua, který vychází z představy rozdělení tělesa na podoblasti, a vyjádření celkové potenciální energie tělesa jako součtu potenciálních energií těchto podoblastí. Teorii a matematickým základům MKP se věnuje značné množství autorů, přičemž zde pro ilustraci uvádím jen několik málo z nich [14, 15, 63, 91, 102].

Pro intuitivní chápání pojmu uzel a element je rozhodující představa, že těleso je myšleně rozděleno na podoblasti jednoduchého geometrického tvaru - elementy. Interakce mezi elementy a okolím i mezi elementy navzájem se odehrává v izolovaných bodech - uzlech MKP sítě. V uzlech sdílí sousední elementy parametry interpolace posuvu a současně je v nich vyjadřována rovnováha silových účinků. Vysoká výkonnost tohoto způsobu diskretizace je zajištěna tak, že: a) uzly leží v topologicky významných bodech elementu - ve vrcholech, na středech hran, v těžištích, a pod., b) geometrie elementu je určena polohou uzlů. Takto se informace popisující MKP síť přirozeně dělí na informaci o geometrii (tedy o polohách jednotlivých uzlů) a o topologii (tedy o tom, které uzly a jak definují každý konkrétní element).

Uzlové body jsou v klasické metodě konečných prvků primárním výrazem diskretizace. Nesou veškerou informaci o primárních¹ hledaných polích ve formě uzlových parametrů. Tyto parametry mají obvykle fyzikální význam. V klasické deformační variantě MKP v mechanice poddajných těles jsou typickými uzlovými parametry zobecněné uzlové posuvy, tedy přímo složky vektoru posuvu v uzlu, natočení v uzlu, případně hodnoty vyšších derivací pole posuvu². Elementy využívají uzlové parametry ke konstrukci přibližných polí posuvu. Jsou-li tyto parametry přímo hodnotami těchto polí, lze si výsledné přibližné řešení představit jako jistou "interpolaci" hledaného pole, která nabývá v uzlech právě hodnot příslušných parametrů. Stěžejní výhodou fyzikální ekvivalence mezi uzlovými parametry a hledanými poli je snadná formulace okrajových podmínek, která se takto redukuje na předepsání uzlových hodnot.

V uzlech je realizováno propojení elementů. Pole posuvů na řešených tělesech jsou interpolována po částech nad jednotlivými elementy. Interpolace je kvalitativně dána typem elementu a kvantifikována uzlovými parametry. Elementy soustřeďují účinky

¹Pojmem primární pole se rozumí pole, které je přímým řešením dané formulace fyzikálního problému. Například v mechanice kontinua je v deformační variantě primárním polem pole posuvů. Pole deformace a napjatosti jsou z něj rekonstruovatelná aplikací Cauchyho vztahů a konstitutivních rovnic. V silové variantě je primárním polem napjatosti. Pole deformace je možno určit aplikací konstitutivních rovnic a pole posuvů je integrálem Cauchyho vztahů.

²V úloze vedení tepla je uzlovým parametrem přímo teplota.

vnitřních a vnějších sil do uzlů³. Ekvivalentní vnitřní uzlové síly jsou funkcí deformace a materiálových vlastností. Ekvivalentní vnější uzlové síly jsou funkcí distribuovaných (spojitě rozložených) vnějších zatížení objemových (např. gravitací), plošných (např. kontaktem s jiným tělesem nebo médiem) či liniových (idealizace kontaktu s hranou tělesa). Sdílení uzlů sousedními elementy lze zjednodušeně, ale názorně, chápat následovně:

- Primární neznámé pole (v deformační variantě mechaniky poddajných těles pole posuvu) je interpolováno spojitě, sousední elementy mají ve společných uzlech společné hodnoty.
- Rovnováha tělesa je přibližně podmíněna rovnovážnou silovou bilancí v uzlech. Podmínku rovnováhy tělesa formulujeme jako požadavek, aby v každém uzlu byla výslednice vnitřních a vnějších sil od všech elementů, které se v něm protínají, nulová.

Tento pohled nezohledňuje sice hluboké matematické aspekty variační formulace úlohy mechaniky poddajných těles, ale je velmi užitečný při intuitivním chápání MKP modelů v technické praxi. Funguje například také v úlohách vedení tepla, kde hledané skalární pole teplot je interpolováno uzlovými teplotami. Tepelná rovnováha je podmíněna rovnovážnou bilancí vektorů uzlových tepelných toků.

Z variační formulace plyne podstatný závěr o vzájemně jednoznačném přiřazení zobecněných uzlových posuvů a sil. Ke každé složce zobecněného posuvu v uzlu nějakého elementu je přiřazena složka zobecněné síly, která na tomto posuvu koná práci. Typické dvojice zobecněná síla - zobecněný posuv jsou: posuv - síla a natočení - silová dvojice.

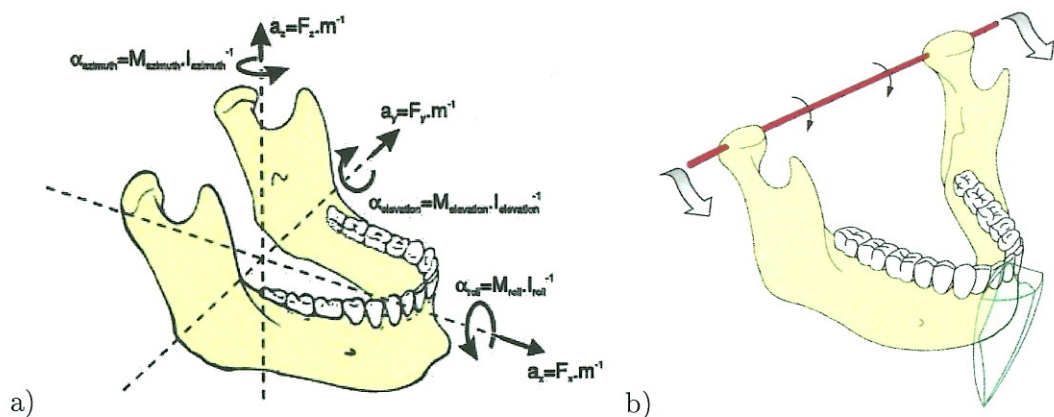
K libovolným zobecněným posuvům v uzlech elementu je jednoznačně přiřazena interpolace pole posuvu. Zobecněné uzlové síly jsou ekvivalentní intenzitám vnějších, resp. vnitřních sil v tom smyslu, že práce vnějších, resp. vnitřních sil (napjatosti) na přiřazeném poli posuvů je rovna práci zobecněných uzlových ekvivalentních vnějších, resp. vnitřních sil na zobecněných uzlových posuvech, a to pro libovolné zobecněné uzlové posuvy. Dá se dokázat, že splňuje-li definice interpolačních funkcí na elementu jisté předpoklady, jsou ekvivalentní zobecněné uzlové síly jednoznačné.

6.2 Kinematika čelistního kloubu

Rozsahu a charakteru lidských žvýkacích pohybů je v současnosti věnována velká pozornost. Žvýkání je soustava pohybů, při nichž dochází ke zpracování potravy. Je to značně individuálně proměnlivý fyziologický děj, který se skládá z několika cyklicky se opakujících pohybů. Nejdříve dochází k oddělení sousta (ukousnutí), které je pak rozmělněno a míseno se slinami až do okamžiku kdy je jeho konzistence vhodná k polknutí. Během rozmělnění je sousto transportováno distálně směrem k hltanu [53, 74]. Při žvýkání se střed dolní čelisti pohybuje po elipse [90] (viz Obr. 6.2b), jejíž velikost a tvar se mění v závislosti na fázi zpracování potravy (ukusování, prokusování, rozmělnění) a na typu zpracovávané potravy (tuhá, křehká, vláknitá atd) [48, 49, 90].

³Tato formulace není zcela přesná. Lze jí chápat v kontextu interpretace funkcionálu celkové potenciální energie na tělese diskretizovaném MKP nebo intuitivně, jako silovou odezvu části tělesa na vynucenou deformaci.

Z pohledu mechaniky se při analýze TMK jedná o typický příklad kinematicky a mechanicky neurčitého systému. Dva segmenty, mandibula a lebka jsou ve vzájemném pohybu, kde pohyb je realizován dvěma temporomandibulárními klouby. Vzhledem ke konstrukci obou kloubů jsou možný pohyb v prostoru se šesti stupni volnosti (viz Obr. 6.2a). Předpokládáme-li, že kloubní povrchy temporomandibulárního kloubu se nedeformují a zůstávají během žvýkání ve vzájemném kontaktu, pak mandibula vykonává pohyby se čtyřmi stupni volnosti. Pohyb dolní čelisti je realizovaný jako výsledek silového působení všech žvýkacích svalů. Aktivita žvýkacích svalů je nestejněměrná [83] a každý sval navíc ovlivňuje pohyb čelisti ve více stupních volnosti najednou [41]. Všechny svaly při pohybu pracují současně a produkují výslednou sílu a moment na dolní čelist [54]. Fyziologický rozsah jednotlivých pohybů dolní čelisti je uveden v Tab. 7.1.

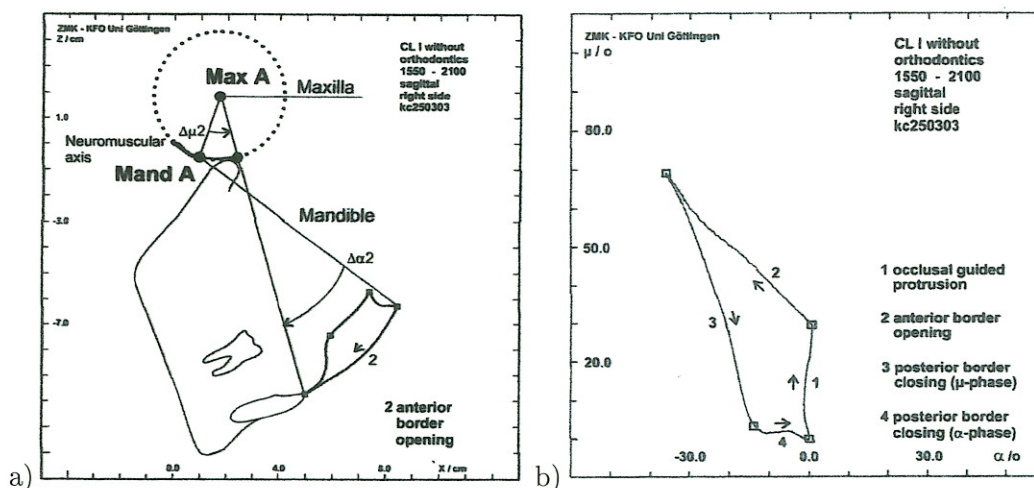


Obrázek 6.2: a) Stupně volnosti dolní čelisti [21]. b) Příčná osa mandibuly s naznačenou trajektorií jejího pohybu [21].

Kinematickou analýzou temporomandibulárního kloubu se zabývali autoři Schweska-Polly a kol. [96]. Vytvořili metodiku snímání relativního pohybu mandibuly oproti zafixované maxille pomocí ultrazvukového snímacího zařízení. Z výsledků experimentů provedených na 20-ti dospělých probandech došli k následujícím závěrům. Individuální pohyby mandibuly lze charakterizovat dvěma neuromuskulárními osami. Tyto osy náležející jak k mandibule tak k maxille není ovšem možné přímo stanovit na základě anatomie temporomandibulárního kloubu. Odvíjejí se od řízení pohybu a je možno říci, že mandibula je prostorově vedena na základě principu minimální akce.

Jako hlavní funkční rovinu dolní čelisti je možno uvažovat sagitální rovinu. Z tohoto důvodu byli pacienti požádáni, aby vykonávali pohyb zejména v této rovině. Protože autoři dle pilotních experimentů zjistili, že pohyb vykonávaný probandy je opravdu planární a to právě v sagitální rovině, pohyby všech bodů dolní čelisti byly promítnuty do sagitální roviny. Pomocí softwarového vybavení pak byly zkoumány vzájemné pohyby maxilly a mandibuly. Bylo zjištěno, že bod pohyblivé roviny spodní čelisti při mezním rozsahu pohybu obkružuje minimální plochu. Tuto plochu je možno uvažovat vzhledem k přesnosti prováděného měření za nulovou. Tento bod, který charakterizuje okamžitou osu otáčení mandibuly je nazván neuromuskulární mandibulární osou (Mand A) a pohybuje se vpřed a vzad po stále trajektorii. Trajektorii je možné aproximovat kružnicí. Střed této kružnice je pak nazván jako neuromuskulární osa maxilly (Max A). Tyto osy, nemohou být charakterizovány pouze na základě znalostí anatomických poměrů v

temporomandibulárním kloubu, ale jsou výsledkem souhry řízení neuro-muskulo-skeletárního systému. Obě jsou umístěny nad a před temporomandibulárním kloubem. Během pohybu spodní čelisti pak dochází k rotaci mandibuly okolo neuromuskulární osy mandibuly (Mand A) a tato osa se pohybuje po kruhové trajektorii, která má střed v neuromuskulární ose maxilly (Max A). Obě neuromuskulární osy uvádí následující obrázek (Obr. 6.3a).



Obrázek 6.3: a) Neuromuskulární osy charakterizující kinematiku temporomandibulárního kloubu [96], b) $\alpha - \mu$ diagram temporomandibulárního kloubu [96].

Okamžitou polohu mandibuly je pak možno charakterizovat úhlem rotace μ , který popisuje okamžitou polohu dolní čelisti oproti horní čelisti (rotace okolo neuromuskulární osy maxilly - Max A) a dále pak inklinacním úhlem α . Úhly α a μ jsou pak znázorněny na následujícím diagramu (Obr. 6.3b).

Pro potřeby MKP výpočtu je možno vycházet z výše představeného $\alpha - \mu$ diagramu. Tento diagram poskytuje informaci o relativním pohybu dolní čelisti oproti čelisti horní a to do maximálních rozsahů. Je ovšem nutno připomenout, že tento diagram je znázorněním pouze pohybu v sagitální rovině. K výpočtu modelu temporomandibulárního kloubu je zapotřebí rovněž popis pohybů v ostatních anatomických rovinách.

6.3 Experimentální měření kinematiky čelistního kloubu a disku

Pohyb dolní čelisti spolu s pohybem TM disku během otevírání úst je velmi sofistikovaný souhyb několika pohybů. Z tohoto důvodu je velmi obtížné stanovit kinematiku pohybu jednotlivých částí TMK exaktně, protože např. TM disk mění svůj tvar během pohybu čelisti. Těmto omezením proto odpovídá i velmi malý počet experimentálních studií, které byly publikovány v odborné literatuře. Hlavním důvodem je obtížnost zavedení jakéhokoli měřícího zařízení přímo do kloubu (hrozilo by poškození tkání a navíc by byla ovlivněna kinematika pohybu kloubu) a proto lze měřit kinematiku pohybu TMK pouze nepřímými metodami. Několik publikovaných studií měřilo pohyb dolní čelisti (kondylu) pomocí MRI [23, 38, 88], videoanalýzi [112], nebo pomocí ultrazvuku [20].

Bohužel publikovaná data z těchto experimentálních měření jsou pouze pro otevření úst s maximální vzdáleností předních řezáků 17 mm. Ovšem velikost fyziologického otevření úst je mnohem větší (cca 30-50 mm) a navíc tyto studie nijak nezjišťovali kinematiku pohybu TM disku. Experimentální studie a numerické simulace otevírání úst a distribuce zatížení TMK byly provedeny řadou autorů [17, 26, 36, 32]. zde je nutné uvést, že TM disk je zcela zásadní pro pohyb celého TMK, přesto nebyl v řadě výpočtových analýz a experimentálních měření uvažován [18, 31, 36].

Pro získání vstupních dat do následujících MKP simulací vystihující popis pohybu kondylu dolní čelisti a TM disku jsme navrhli a provedli vlastní experimentální měření, kdy byl pomocí kinematické analýzy MRI snímků vyšetřován pohyb dolní čelisti a TM disku během otevírání úst.

6.3.1 Materiál a metodika

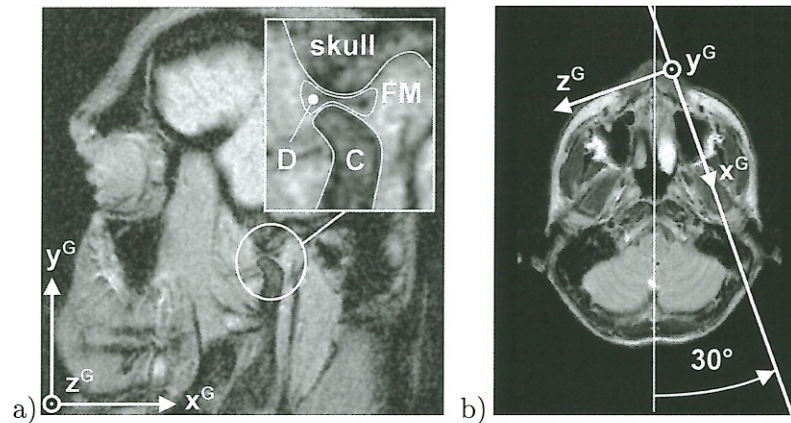
Hlavním cílem experimentálních měření bylo stanovení kinematiky TM disku a dolní čelisti (tj. posuv v prostoru a úhel natočení) v závislosti na velikosti otevření úst. Metodiku naší měřicí metody jsme převzali z odborné literatury [23].

Tabulka 6.1: Parametry nastavení hlavové cívky pro MRI - Philips Intera 1.5 T

TR (repetition time)	135.74 ms	TE (echo time)	13.81 ms
FoV (field of view)	160 mm	Matrix	256/256
THK (slice thickness)	3 mm	NSA	2
examination time	5:15 min	pixel size	0.625 mm

Experimentální měření byla provedena na jednom dobrovolníkovi (žena, 25 let) - analyzován byl pouze jeden TMK bez zjevných abnormalit. Poloha TM disku byla zjišťována pomocí dvou referenčních bodů (markerů) na jeho anteriorním a posteriorním okraji. Pozice dolní čelisti byla analyzována v referenčním bodu, který byl umístěn do středu kondylu mandibuly a úhlu natočení okolo tohoto referenčního bodu. Detailnější popis zavedení referenčních bodů bude popsán v následujícím textu. MRI snímky byly pořízeny na Radiodiagnostické klinice 1LF UK a VFN na zařízení Intera 1.5 T (Philips). TMK kloub byl nasnímán v sérii snímků, jejichž vzdálenost byla 1.5 mm pomocí FFE dynamické skenovací sekvence. Parametry nastavení snímací hlavové cívky jsou uvedeny v Tab. 6.1. Dobrovolník měl během snímání hlavu fixovanu aby nemohl snížit kvalitu snímků svým pohybem. Malé pohyby dobrovolníka způsobené např. dýcháním a únavou svalů během vyšetření byly korigovány pomocí geometrické transformace snímků - detailní popis použité transformace je v následujícím textu. Rovina provedených snímků byla antočena o 30° od středu sagitální roviny (viz Obr. 6.4). Snímky řezů TMK byly provedeny v několika pozicích, kdy dobrovolník postupně otevíral ústa až byla maximální vzdálenost mezi předními řezáky 50 mm. Při snímání měl v jednotlivých pozicích dobrovolník velikost otevření úst fixovanu pomocí námi navržené rozpěrky. Tato rozpěrka byla vyrobena pomocí technologie Rapid Prototype Technology z plastového materiálu ABS, který lze použít při MRI snímkování. Snímání TMK kloubu bylo provedeno pro každou ze šesti statických pozic otevření úst, kdy s ohledem na snížení únavy dobrovolníka (a snížení svalového třesu, který by zhoršil kvalitu obrazu), bylo snímání provedeno nejprve při maximálním otevření úst (50 mm). Celé snímání bylo nutné provést ve velmi

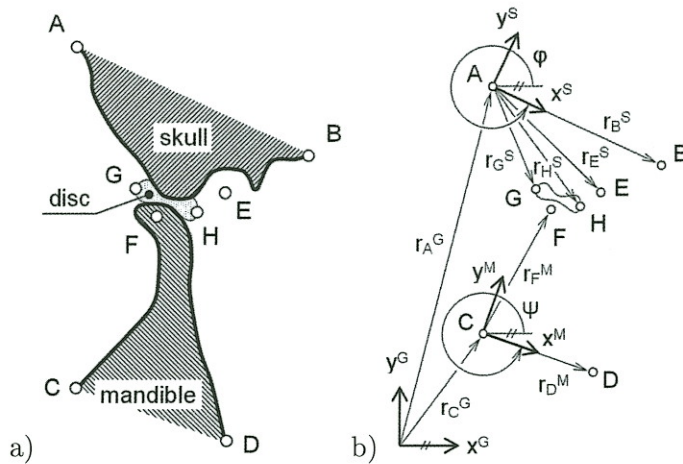
krátkém časovém intervalu, aby měl dobrovolník otevřená ústa co nejkratší dobu. Navíc pozice dobrovolníka byla během snímání poměrně nepohodlná, kdy měl hlavu v záklonu [38, 64].



Obrázek 6.4: a) MRI snímek TMK v pozici se středně otevřenými ústy, s vyznačeným počátečním bodem a zavedeným Kartézským souřadným systémem (CCS); rovina snímku se zvýrazněným kondylem dolní čelisti - C, fossa manibularis - FM a s TM diskem - D. b) Natočení roviny snímku od středu sagitální roviny.

Obrysy jednotlivých komponent TMK: fossa mandibularis a tuberculum articulare na lebce, kondyl dolní čelisti a TM disk byly získány z provedených MRI snímků. Kontury jednotlivých částí TMK byly vytvořeny na každém MRI snímku pomocí řady bodů, kterými byla proložena parametrická křivka. Na obou koncích těchto křivek byly zavedeny referenční body A,B na lebce a C,D na kondylu dolní čelisti (viz Obr. 6.5). Jeden referenční bod byl zaveden do fossa mandibularis - bod E a také do středu kondylu dolní čelisti - bod F (viz Obr. 6.5). S ohledem na poměrně složitý tvar biologických struktur bylo poměrně složité jednoznačně definovat polohu všech referenčních bodů. Tyto body jsme umístili v místě průniku normály jdoucí středem křivosti a vytvořenými konturami (body E a F viz Obr. 6.5). Jako mnohem obtížnější se ukázalo stanovení jednoznačné pozice referenčních bodů na TM disku, který během pohybu dolní čelisti mění velmi výrazně svůj tvar. Jako jediný možný způsob se ukázalo zavedení referenčních bodů (G a H) v místě úponu m. pterigoideus med. na anteriorní straně a v místě úponu vazů na posteriorní straně.

Pohyb jednotlivých částí TMK byl získán pomocí řady provedených transformací vytvořených kontur. Pomocí první transformace byly převedeny pozice referenčních bodů jednotlivých částí TMK z globálního souřadného systému do lokálního souřadného systému lebky (index S). Globální (index G) Kartézský souřadný systém (CCS) byl stejný jako souřadný systém MRI snímků viz Obr. 6.4. První MRI snímek (označený indexem n) byl zvolen jako referenční. Pomocí druhé transformace byly markery převedeny z lokálních souřadnic do globálních souřadnic pro všechny pozice otevření úst; referenční body A,B a E byly identické pro všechny pozice mandibuly. Tato korekce byla velmi důležitá, protože ačkoliv měl dobrovolník pevně fixovanou hlavu došlo k relativně malým pohybům způsobeným např. dýcháním a svalovým třesem. Třetí transformace byla použita pro převod souřadnic bodu F z globálního souřadného systému do lokálního systému dolní čelisti (index M). Konečně bod F (v lokálním CCS mandibuly) byl posunut



Obrázek 6.5: a) Kontury jednotlivých částí TMK s označenými referenčními body od A do H při maximálním otevření úst; b) zavedený souřadný systém, index G - globální CCS, index S - lokální CCS lebky a index M - lokální CCS dolní čelisti.

a natočen v globálním souřadném systému pro všechny pozice otevření úst.

Pro stanovení kinematiky pohybu TMK bylo nutné provést čtyři základní transformace, jejichž popis následuje [104]:

1. Transformace souřadnic referenčních bodů B, C, D, E, G a H z globálního (horní index G) Kartézského souřadného systému do lokálního CCS lebky (horní index S)

$$\mathbf{r}_{B_i}^G, \mathbf{r}_{C_i}^G, \mathbf{r}_{D_i}^G, \mathbf{r}_{E_i}^G, \mathbf{r}_{G_i}^G, \mathbf{r}_{H_i}^G \rightarrow \mathbf{r}_{B_i}^S, \mathbf{r}_{C_i}^S, \mathbf{r}_{D_i}^S, \mathbf{r}_{E_i}^S, \mathbf{r}_{G_i}^S, \mathbf{r}_{H_i}^S$$

pro $i=1, 2, \dots, n$, kde n je pořadové číslo pozice dolní čelisti během otevírání úst (v našem případě $n=6$) a \mathbf{r} představuje rozšířený radius vektor bodu (např. pro bod B):

$$\mathbf{r}_{B_i}^G = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_{B_i}^G \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{B_i}^G \\ y_{B_i}^G \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (6.1)$$

kde \mathbf{u} je radius vektor. Např. pro bod B byla použita následující transformace:

$$\mathbf{r}_{B_i}^S = \mathbf{T}_{SG}(\varphi_i, \mathbf{u}_{A_n}^G) \cdot \mathbf{r}_{B_i}^G, \quad (6.2)$$

kde \mathbf{T}_{SG} je matice transformace:

$$\mathbf{T}_{SG}(\varphi_i, \mathbf{u}_{A_n}^G) = \begin{bmatrix} \mathbf{S}(\varphi_i)^T & -\mathbf{S}(\varphi_i)^T \cdot \mathbf{u}_{A_n}^G \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} \quad (6.3)$$

stávající z radius vektoru počátku CCS lebky ($\mathbf{u}_{A_n}^G$) a transponované matice směrových kosinů (\mathbf{S}^T)

$$\mathbf{S}^T(\varphi_i) = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_i) & -\sin(\varphi_i) \\ \sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) \end{bmatrix}^T. \quad (6.4)$$

2. Korekce pozice bodů B, C, D, E, G a H v globálním CCS

$$\mathbf{r}_{B_i}^S, \mathbf{r}_{C_i}^S, \mathbf{r}_{D_i}^S, \mathbf{r}_{E_i}^S, \mathbf{r}_{G_i}^S, \mathbf{r}_{H_i}^S \rightarrow \mathbf{r}_{BN_i}^G, \mathbf{r}_{CN_i}^G, \mathbf{r}_{DN_i}^G, \mathbf{r}_{EN_i}^G, \mathbf{r}_{GN_i}^G, \mathbf{r}_{HN_i}^G$$

pro $i=1, 2, \dots, n$, kde n je pořadové číslo pozice dolní čelisti během otevírání úst (v našem případě $n=6$) a N představuje nové souřadnice po korekci. Pro bod B lze transformaci zapsat:

$$\mathbf{r}_{BN_i}^G = \mathbf{T}_{GS}(\varphi_n, \mathbf{u}_{A_n}^G) \cdot \mathbf{r}_{B_i}^S, \quad (6.5)$$

kde $\mathbf{r}_{BN_i}^G$ je i -tý nový radius vektor bodu B a \mathbf{T}_{GS} je transformační matice:

$$\mathbf{T}_{GS}(\varphi_n, \mathbf{u}_{A_n}^G) = \begin{bmatrix} \mathbf{S}(\varphi_i) & \mathbf{u}_{A_n}^G \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.6)$$

Pro verifikaci korekce jsme použily následující rovnosti (v našem případě $n=6$):

$$\begin{aligned} \mathbf{r}_{BN_1}^G &= \mathbf{r}_{BN_2}^G = \dots = \mathbf{r}_{BN_n}^G = \mathbf{r}_{B_n}^G \\ &\quad \vdots \\ \mathbf{r}_{EN_1}^G &= \mathbf{r}_{EN_2}^G = \dots = \mathbf{r}_{EN_n}^G = \mathbf{r}_{E_n}^G \end{aligned} \quad (6.7)$$

3. Transformace souřadnic bodu F z globálního (index G) do lokálního souřadného systému dolní čelisti (index M)

$$\mathbf{r}_{F_n}^G \rightarrow \mathbf{r}_{F_n}^M.$$

Byla použita následující transformace

$$\mathbf{r}_{F_n}^M = \mathbf{T}_{MG}(\psi_n, \mathbf{u}_{C_n}^G) \cdot \mathbf{r}_{F_n}^G, \quad (6.8)$$

kde \mathbf{T}_{MG} je transformační matice (v našem případě $n=6$):

$$\mathbf{T}_{MG}(\psi_i, \mathbf{u}_{C_n}^G) = \begin{bmatrix} \mathbf{S}(\psi_i)^T & -\mathbf{S}(\psi_i)^T \cdot \mathbf{u}_{C_n}^G \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.9)$$

4. Určení dalších pozic referenčních bodů ($i=1, 2, \dots, n-1$) při otevření úst v globálním CCS

$$\mathbf{r}_{F_i}^G = \mathbf{T}_{GM}(\psi_i, \mathbf{u}_{CN_i}^G) \cdot \mathbf{r}_{F_n}^M, \quad (6.10)$$

kde \mathbf{T}_{GM} je matice transformace:

$$\mathbf{T}_{GM}(\psi_i, \mathbf{u}_{CN_i}^G) = \begin{bmatrix} \mathbf{S}(\psi_i) & \mathbf{u}_{CN_i}^G \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.11)$$

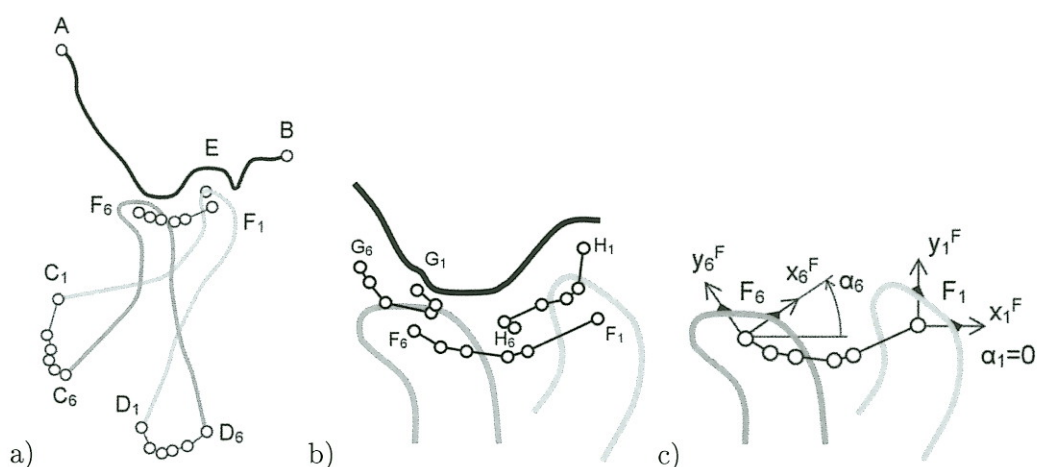
6.3.2 Výsledky

Výsledky experimentálních měření ukázaly pohyb referenčních bodů TM disku a dolní čelisti v závislosti na otevření úst. Na Obr. 6.6 je patrný trajektorie pohybu referenčních bodů. Z výsledků byl získán relativní pohyb TM disku a dolní čelisti v souřadném systému x-y a také natočení dolní čelisti v závislosti na velikosti otevření úst (Obr. 6.7, Tab. 6.2). Naměřená data pozice referenčních bodů v závislosti na pohybu

dolní čelisti byla proložena polynomickou křivkou třetího stupně (Obr. 6.7a-c) a přímkou (Obr. 6.7d). Velikost korelačních koeficientů byla v rozsahu od $R^2=0.97$ do $R^2=0.9937$.

Pohyb TM disku je opatrný z Obr. 6.6b, přičemž pohyb referenčních bodů G a H je patrný z Obr. 6.7b, Obr. 6.7c a Tab.6.2. Z pozice těchto referenčních bodů TM disku lze sledovat závislost jeho pohybu na velikosti otevření úst.

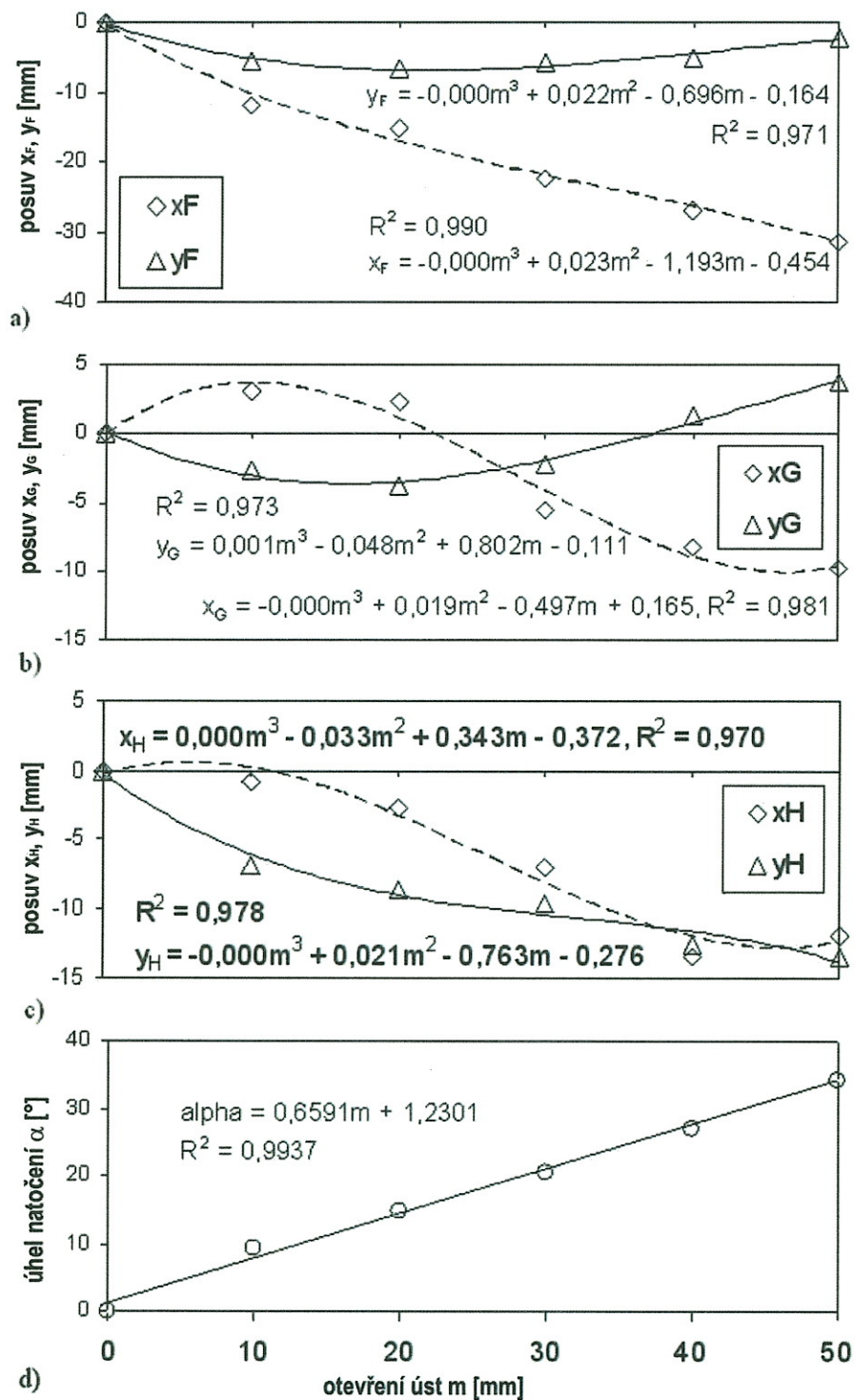
Pohyb dolní čelisti byl zjišťován pomocí dvou souřadnic a velikosti úhlu natočení dolní čelisti. Počáteční poloha byla stanovena pro zavřená ústa, kde úhel natočení mandibuly byl 0° , kdy tento úhel byl brán jako absolutní hodnota. Na Obr. 6.7a a v Tab. 6.2 jsou uvedeny maximální velikosti posuvů; ve směru x byl max. posuv 31.4mm a ve směru y byl max. posuv 6.6 mm. Velikost výsledného posuvného pohybu byla 31.5 mm a maximální natočení kondylu dolní čelisti bylo 34.4° (viz Obr. 6.7d a Tab. 6.2).



Obrázek 6.6: Ilustrativní zobrazení (bez měřítka) pohybu referenčních bodů (index 1 je pro zavřená ústa, index 6 je pro maximálně otevřená ústa): a) schéma pohybu kondylu dolní čelisti, b) detail pohybu referenčních bodů TM disku, c) zobrazení souřadného systému pro grafickou interpretaci pohybu referenčního bodu.

Tabulka 6.2: Hodnoty posuvů všech referenčních bodů F, G, H v zavedeném souřadném systému a natočení referenčního bodu F mandibuly.

L [mm]	α [$^\circ$]	Mandibula bod F [mm]		TM disk bod G [mm]		TM disk bod H [mm]	
		x	y	x	y	x	y
0	0	0	0	0	0	0	0
10	9.46	-11.92	-5.58	3.04	-2.60	-0.85	-6.85
20	14.75	-15.25	-6.61	2.38	-3.83	-2.78	-8.66
30	20.53	-22.34	-5.73	-5.53	-2.25	-7.05	-9.65
40	27.10	-26.81	-5.02	-8.28	1.32	-13.48	-12.65
50	34.39	-31.38	-2.18	-9.83	3.68	-11.96	-13.53



Obrázek 6.7: Pohyb referenčních bodů TM disku a kondylu dolní čelisti: a) pohyb referenčního bodu dolní čelisti F, b) a c) relativní pohyb referenčních bodů TM disku, d) natočení dolní čelisti okolo referenčního bodu F.

6.3.3 Diskuse a závěr

TM disk hraje zásadní roli v pohybu celého TMK a proto je nutné poznat jeho biomechanické chování během pohybu TMK. Pohyb dolní čelisti byl popsán v řadě publikovaných prací např. [23], kde maximální otevření úst bylo 17 mm. Problémem je, že tato hodnota neodpovídá fyziologickému otevření úst a navíc nebyl analyzován pohyb TM disku. Z výše uvedených důvodů bylo nutné přistoupit k provedení vlastních měření. Použitá metodika měření byla převzata z [23] a adaptována pro naše potřeby, hlavně s ohledem na stanovení kinematiky TM disku. Výstupem z provedené studie bylo stanovení kinematiky kondylo dolní čelisti a TM disku v závislosti na velikosti otevření úst. Maximální velikost otevření byla stanovena na vzdálenost 50 mm mezi oběma předními řezáky. Výsledky této studie jsou ve shodě s obecnými znalostmi, kdy pohyb kondyly během otevírání úst je nejprve posun dolů a dopředu a následuje rotace viz Obr. 6.7a a Obr. 6.7d.

MRI je neinvazivní zobrazovací metoda, kterou lze poměrně snadno a efektivně použít pro zobrazení měkkých tkání. Přesto během provádění studie se ukázalo jako velmi důležité optimální nastavení skenovací techniky tak, aby na získaných snímcích byly dobře patrné všechny biologické struktury. Speciálně pro TM disk není zavedena jednotná metodika snímání této malé a specifické tkáně. Dalším omezením bylo nastavení dostatečné vzdálenosti mezi jednotlivými řezy. S ohledem na velikost TM disku by měla být tato vzdálenost co nejmenší, to ovšem ovlivňuje kvalitu snímků, kdy snímaný signál může být zatížen šumem. Jedním z faktorů, který mohl ovlivnit přesnost provedených experimentálních měření je vlastní vytvoření kontur biologických tkání v TMK. Na jejich vytvoření se ovšem podíleli odborníci (radiologové), kteří mají dlouholeté zkušenosti a znalosti.

Výsledky provedené studie nejvíce ovlivnil fakt, že snímání TMK bylo provedeno v sérii kvazi-statických snímcích, kdy kvůli časové prodlevě nutné pro snímání mohlo dojít k relaxaci tkání a tudíž na výsledky nelze pohlížet jako na záznam dynamického děje. Dalším faktorem bylo způsob volby jednoznačného stanovení referenčních bodů (markerů) na zobrazených strukturách pro tvrdé tkáně jsme vycházeli z metodiky, kterou publikovali Chen a kol [23]. Pro stanovení markerů na TM disku jsme museli vytvořit metodiku vlastní, která ovšem vychází z anatomických závislostí a tudíž je pro konkrétního jedince univerzální. S ohledem na technickou náročnost byly výsledky studie vyhodnoceny pouze ve 2D prostoru, pro potřeby využití těchto dat v následných MKP simulacích jsou získaná data dostatečná. Posledním omezení použitelnosti získaných dat je jejich statistická validita, protože studie byla provedena na jediném dobrovolníku nemohou být získané výsledky považovány jako obecně platné. Přesto stejně jako v předchozím případě pro naše potřeby jejich využití MKP simulacích jsou získané výsledky dostačující.

6.4 Výpočtová MKP analýza zatížení čelistního kloubu

Základním parametrem, který vstupuje do procesu vývoje totální náhrady TM kloubu je velikost působících sil v kloubu, jejich spektrum a také kinematika pohybu. Na toto téma již sice bylo publikováno několik odborných prací např. [51, 84], ale výsledky v nich obsažené se v některých případech dosti výrazně liší. Hlavním důvodem je nemožnost přímého měření silových účinků přímo v TM kloubu (např. pomocí tenzometrů, tlakových snímačů, atd.), protože by mohlo dojít k poškození tkání v kloubu. Proto řada autorů např. [78, 97] přistoupila k zjištění působících silových účinků pomocí matematického modelování kinematických systémů. Bohužel tyto modely velmi často používají poměrně zjednodušenou geometrii TM kloubu, jeho jednotlivých částí a hlavně TM diskusu. Jako optimální se jeví použití numerických simulací pomocí metody konečných prvků (MKP), která v sobě zahrnuje výhody matematického modelování spolu s geometrickou přesností modelu TM kloubu. MKP analýza TM kloubu provedla řada autorů např. [17, 24, 78], ale přesto i zde se autoři dopustili řady zjednodušení. Hlavním problémem všech výpočtových MKP analýz je použití relevantních vstupních dat: velikosti působících sil, pohyb TM diskusu v kloubu během otevření úst a materiálové vlastnosti TM diskusu. Některé numerické simulace navíc byly provedeny jako 2D úlohy, nebo byly analyzovány pouze jednotlivé části TM kloubu separátně. Z toho důvodu bylo nutné provést komplexní výpočtovou MKP analýzu celého TM kloubu uvažovaného jako kinematický systém složený z lebky, TM diskusu, dolní čelisti, vazů a svalů.

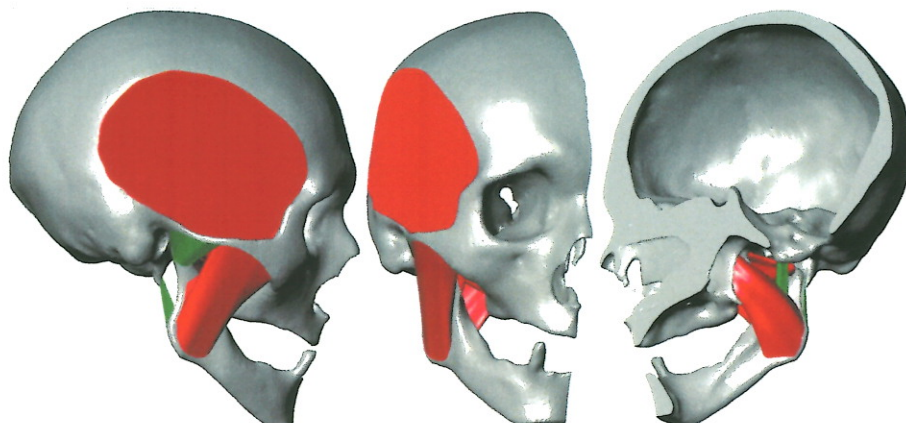
6.4.1 Materiál a metodika

Geometrie

Geometrie modelu lebky a dolní čelisti byla získána pomocí rekonstrukce sady CT snímků anatomického preparátu hlavy. Rekonstrukce byla provedena pomocí programu Mimics[®] (Materialise) [4]. Naskenována byla celá hlava muže (67 let) bez zjevného poškození TM kloubů. Měkké tkáně (svaly a vazy) byly vymodelovány dodatečně pomocí CAD programu na základě znalostí anatomických vztahů a vzájemných vazeb těchto struktur, které byly navíc porovnány s daty získanými z The Visible Human Project[®] [5]. Pro výpočtovou analýzu byla uvažována pouze polovina hlavy a to s ohledem na snížení časové náročnosti MKP simulací. Geometrický model TM kloubu je vidět na Obr. 6.8.

MKP model

Geometrický model TM kloubu byl exportován z CAD programu do automatického generátoru sítě NETGEN[®] [3], kde byla vytvořena síť čtyř uzlových strukturálních elementů (C3D4) lebky a dolní čelisti. TM diskus byl mapovaně vysíťován pomocí osmi uzlových strukturálních elementů s hybridní formulací (C3D8H) v programu TrueGrid[®] [10]. Působící svaly a vazy v TM kloubu byly modelovány pomocí speciálních CONNECTOR elementů typ AXIAL, které jsou schopny přenášet pouze axiální zatížení a mají nulovou ohybovou tuhost. Dále umožňují různé zadání mechanických vlastností a lze do nich zavést řízené silové účinky. Tyto elementy spojují dva díly modelu pomocí dvou uzlů a můžou být modelovány pro různé fyzikální interpretace: pružiny, tlumiče,



Obrázek 6.8: Geometrický model poloviny lebky a dolní čelisti spolu se všemi aktivními svaly (červená barva) a vazy (zelená barva).

kontakt s mezerou, atd. Použité CONNECTOR elementy byly schopny přenášet pouze osově zatížení (posuv), přičemž jejich tuhost byla definována pouze v tahu (v tlaku měly nulovou tuhost). To je ve shodě s fyziologickým chováním svalů a vazů, které jsou schopny přenášet také pouze tahové zatížení.

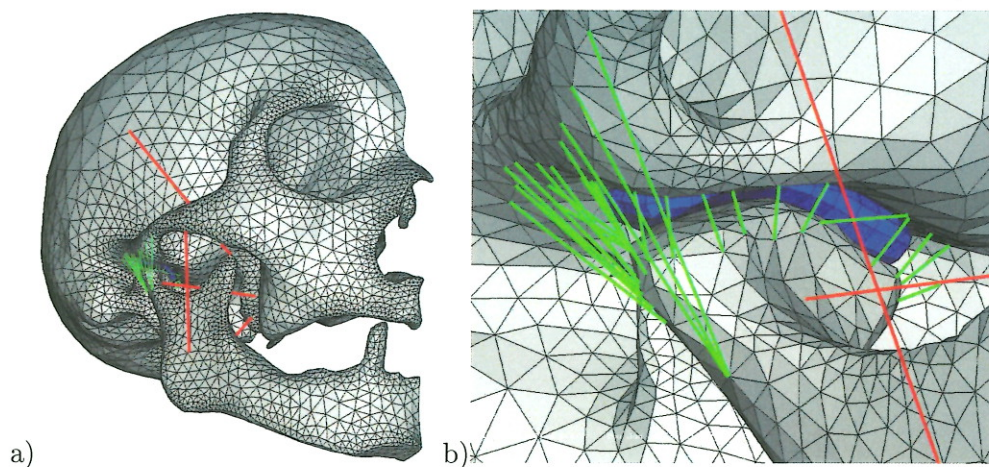
Vazy a svaly modelované pomocí CONNECTOR elementů spojovaly dolní čelist a lebku pomocí DISTRIBUTED COUPLING funkce. Toto spojení reprezentovalo úpony svalů v kostech. Funkce COUPLING přenáší distributivně zatížení z řídicího uzlu CONNECTOR elementu do setu podřízených uzlů, které reprezentují oblast svalového úponu. Výsledné silové účinky v setu podřízených uzlů jsou stejně velké jako je velikost silového účinku v referenčním uzlu.

Výpočtový MKP model TM kloubu je patrný z Obr. 6.9. MKP analýza byla definována jako nelineární kontaktní úloha, řešená ve výpočtovém programu ABAQUS 6.7.1 [7]. Vzájemný kontakt byl definován mezi TM diskusem a kondylem dolní čelisti. Kontakt byl zadán jako kontakt typu SURFACE TO SURFACE, kde koeficient tření byl $f=0.08$. Naopak volný povrch TM diskusu naléhající na lebku byl pevně svázán s lebku pomocí TIE kontaktu, který představuje pevné spojení obou kontaktních ploch a přenáší veškeré silové účinky.

Celkově MKP model TM kloubu obsahoval: 180 osmi uzlových elementů, 54 578 čtyř uzlových elementů a 48 CONNECTOR elementů. Celkový počet uzlů v modelu byl 16 665.

Materiálové vlastnosti

Materiálová data jednotlivých částí TM kloubu byla převzata z dostupné odborné literatury [24, 36, 108]. Kostní tkáň lebky a dolní čelisti byla modelována jako homogenní, isotropní a lineárně elastický materiál. Stejně tak byly modleovány zuby a vazy. Materiálové parametry TM diskusu, který je nehomogenní, hyperelastický biologický materiál se v odborné literatuře dosti výrazně liší (někdy až 250%). V tomto výpočtovém modelu byly ovšem mechanické vlastnosti TM diskusu stanoveny jako isotropní a elastické. Všechny materiálové parametry použité ve výpočtovém modelu jsou uvedeny v Tab. 6.3.



Obrázek 6.9: Výpočtový MKP model poloviny lebky a dolní čelisti. Zobrazeny jsou všechny svaly (connector elementy - červeně), vazy (connector elementy - zeleně) a TM diskus.

Tabulka 6.3: Tabulka materiálových parametrů jednotlivých částí výpočtového modelu TM kloubu.

	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
Kost	16 300	0.31
Vazy	1 200	0.28
Zuby	19 000	0.30
TM diskus	16	0.45

Okrajové podmínky

Jednou z významných výhod CONNECTOR elementů použitých pro modelování svalů je možnost přímého zavedení silových účinků do těchto elementů. Silové účinky působící v CONNECTOR elementech byly rovnoměrně rozprostřeny do celé oblasti úponů těchto svalů na kosti pomocí funkce DISTRIBUTED COUPLING. Tímto způsobem tak nedocházelo k lokální koncentraci napětí v místě spojení svalu s kostí.

Velikosti silových účinků zavedených do výpočtového modelu odpovídaly velikostem sil v případě normálního fyziologického skusu. Všechny síly byly zavedeny jako symetrické a jejich výsledná velikost byla stejná na levé i pravé straně TM kloubu. Velikost jednotlivých působících svalových sil byla převzata z odborné literatury [26, 51, 78, 84, 97].

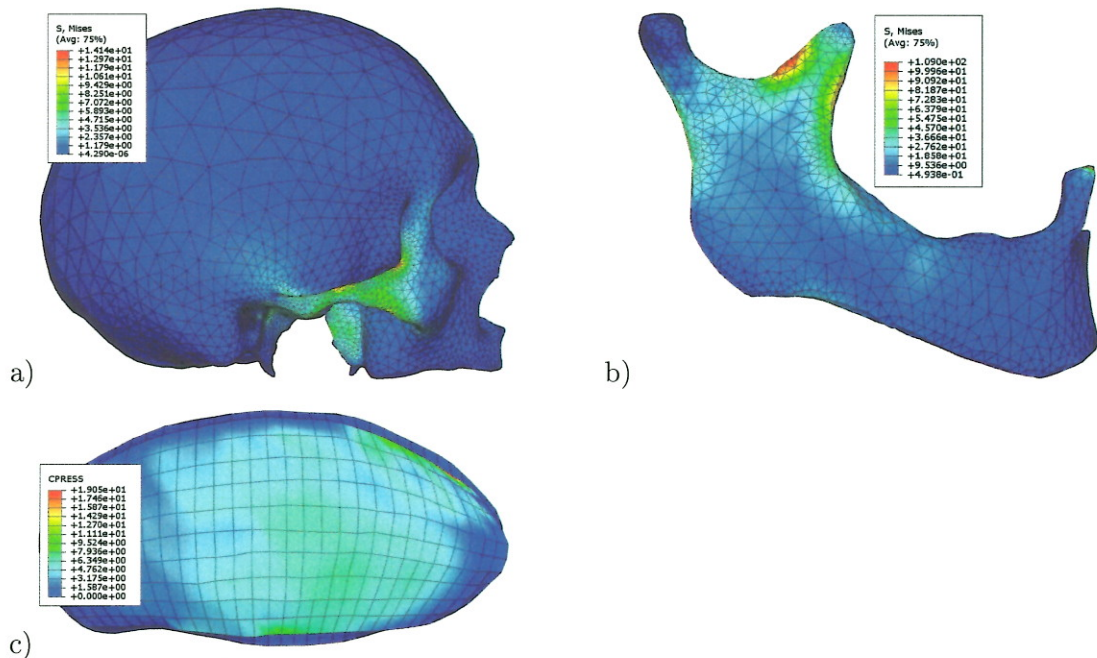
Do výpočtového modelu byla v sagitální rovině lebky a dolní čelisti zavedena okrajová podmínka rovinné symetrie (viz Obr. 6.8). Lebka byla uložena vetknutím v místě base lební. Pro analyzovanou situaci fyziologického skusu byla na vrchol zubu zavedena okrajová podmínka nulového posuvu ve směru 3 (vertikální směr). Velikosti všech aplikovaných sil jsou přehledně uvedeny v Tab. 6.4.

Tabulka 6.4: Velikost svalových sil působících na čelistní kloub při fyziologickém skusu.

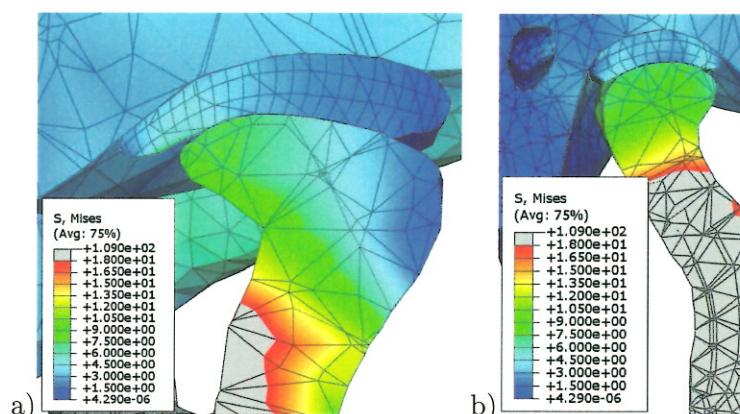
Sval	Síla [N]
m. pterygoideus lat.	378.0
m. pterygoideus med.	191.4
m. temporalis	528.6
m. masseter	340.0

6.4.2 Výsledky

Z výsledků získaných z numerické MKP analýzy TM kloubu je patrná velikost a rozložení napětí při normálním skusu. Velikost a rozložení redukovaného napětí σ_{red} v TM kloubu je patrné z Obr. 6.10 a 6.11. Největší redukované napětí σ_{red} bylo zjištěno na dolní čelisti na processus coronoideus. Hodnota redukovaného napětí na dolní čelisti byla $\sigma_{red}=109.0$ MPa. Nejvyšší hodnota redukovaného napětí na lebce byla $\sigma_{red}=14.1$ MPa a nacházela se na arcus zygomaticus v místě připojení m. masseter. Maximální velikost redukovaného napětí na TM diskusu byla $\sigma_{red}=5.5$ MPa a největší kontaktní tlak na TM diskusu byl $P_{press}=19.5$ MPa. Síly ve vazech byly velmi malé, nejvyšší se nacházela v kloubním pouzdře a její velikost byla 0.3N. V žádné části modelu TM kloubu nebyly překročeny mezní hodnoty jednotlivých materiálů.



Obrázek 6.10: Rozložení redukovaného napětí σ_{red} [MPa] a) na lebce a b) na dolní čelisti. c) rozložení kontaktních tlaků P_{press} [MPa] na TM diskusu.



Obrázek 6.11: Rozložení redukovaného napětí σ_{red} [MPa] v TM kloubu, a) frontální řez a b) sagitální řez.

6.4.3 Diskuse a závěr

V této práci byly uvedeny výsledky výpočtové MKP analýzy zatížení temporomandibulárního kloubu při fyziologickém skusu. Všechny části modelu mají reálný anatomický tvar biologických struktur, které se nacházejí v TM kloubu. Ze získaných výsledků numerických analýz byla zjištěna velikost a rozložení napětí v jednotlivých částech TM kloubu (TM diskus, dolní čelist, lebka a vazy) při skusu. Na tomto modelu byla verifikována možnost použití MKP analýzy pro zjištění zatížení TM kloubu. Takto získané výsledky byly ve shodě s hodnotami, které byly publikovány v [17, 26, 24]. V použitém modelu TM kloubu jsme se dopustili zjednodušení materiálových modelů jednotlivých částí TM kloubu, ale tato práce sloužila pouze jako pilotní studie, přičemž model bude dále vylepšován. Dalším zjednodušením je použití CONNECTOR elementů pro modelování vazů, čímž není zatížení jimi přenášeno do kosti spojitě. A v neposlední řadě v modelu nebyly uvažovány kloubní chrupavky v artikulujících místech kloubu. Všechna tato zjednodušení ovšem nemají podle našeho názoru významný vliv na prezentované výsledky. Odstranění těchto nedostatků je pak předmětem další práce.

6.5 Analýza vlivu resekcce v oblasti TMK na zatížení druhostranného kloubu

Léčba čelistního kloubu je zdlouhavá a často velmi komplikovaná. V případě neúspěšnosti konzervativní léčby je dalším terapeutickým krokem užití miniinvazivní terapie (laváž kloubu- artrocentéza, artroskopie). Poslední možností léčby je pak otevřená chirurgie, kdy je možné tyto zákroky rozdělit na operace na měkkých tkáních (na kloubním disku), na tvrdých kloubních tkáních (např. remodelace, kondylektomie, eminektomie) a na rekonstrukční zákroky (náhrada autologním materiálem, náhrada allogenními materiály) [27]. Pro většinu pacientů je úspěšná konzervativní terapie, naopak chirurgickou léčbu podstupují pacienti pouze tehdy, jsou-li vyčerpány veškeré léčebné možnosti.

Rekonstrukce TM kloubu protézou je indikována pouze v případě pokud se jedná o těžkou dysfunkci zhoršující kvalitu života pacienta a byly vyčerpány veškeré možnosti konzervativní, miniinvazivní a chirurgické léčby. Vždy je nutné brát v úvahu, že pouhá bolest není indikací k rekonstrukci TMK protézou - vždy musí být zřejmé omezení funkce kloubu. Kontraindikace jsou lokální zánětlivé procesy v okolí TM kloubu, vážná imunodeficience, přidružené choroby bránící neumožňující několikahodinovou celkovou anestezii a v neposlední řadě i nespolupracující pacient (pooperační doba vyžaduje intenzivní rehabilitaci).

Při rekonstrukci čelistního kloubu se používají dva typy náhrad, celková náhrada TM kloubu složená z náhrady kondylu a náhrady fossa eminentia a nebo částečná náhrada TM kloubu (hemiarthroplastica) tj. pouze náhrada fossa eminentia. V klinické praxi se v současnosti používají tři druhy totálních náhrad čelistního kloubu: TMJ Concepts (TMJ Concepts Inc), The Christensen (TMJ Inc) a Lorenz (Biomet Inc). Všechny tři firmy mají podobnou konstrukci totální náhrady, která je složená ze dvou částí, tak jak byly popsány výše. Rozdílný je charakter pohybu, který náhrady svou konstrukcí provádějí. Náhrada The Christensen umožňuje pouze sférický (kulový) pohyb kondylu v jamce, zatímco náhrady TMJ Concepts a Lorenz umožňují současný rotační a posuvný pohyb kondylu v jamce. Tento druhý způsob je blíže reálné situaci pohybu fyziologického čelistního kloubu. Všechny tři náhrady ovšem mají shodný způsob implantace kondylární části náhrady [1, 8, 9], který je podle našeho názoru zásadní pro celkový výsledek správné funkce totální náhrady. Při implantaci kondylární části je vždy uvolněn úpon svalu m. masseter na zevní plochu ramus mandibulae a ve většině klinických případů i m. temporalis spolu s processus coronoideus mandibulae. Uvolnění úponu m. temporalis s odstraněním processus coronoideus mandibulae umožňuje snadnější rehabilitaci otevírání, uvolnění m. masseter je nutné s ohledem na připevnění kondylární části náhrady k dolní čelisti pomocí šroubů Tento způsob připojení náhrady ke kosti má ovšem za následek zcela zásadní změnu silových a kinematických poměrů při zatížení dolní čelisti a obou TM kloubů. Uvolněním úponu m. masseter musí většinu silových účinků potřebných pro žvýkání, skus a stabilitu celé soustavy převzít druhostranné svaly, tím ovšem dochází k nepřiměřenému nárůstu zatížení druhostranného TM kloubu. Je nezbytné zdůraznit, že uvolněním úponu m. masseter celá soustava neztrácí jen aktivní člen vyvozující síly nezbytné pro žvýkání, ale i síly nezbytné pro stabilitu dolní čelisti a rovnoměrné zatížení TM kloubů. Právě tato situace je podle našeho názoru může v následujících měsících a letech po jednostranné implantaci totálních náhrad způsobovat druhostranné poškození neoperovaného čelistního kloubu.

Úspěšnost totálních náhrad čelistního kloubu se pohybuje v rozmezí 70-80% ve zlepšení otevírání úst a okolo 50% ve snížení bolesti. Úspěšnost náhrady TM kloubu závisí na přísně dodržené indikaci a vhodné operační technice. Toto řešení je používáno pouze v případě neúspěchu ostatních léčebných metod. Je nutné vždy vzít v úvahu, že totální náhrady jsou užívány u rozsáhlých degenerativních stavů, u rozsáhlých patologických změn. V případě jednostranných náhrad vyvstává otázka míry poškození druhostranného kloubu v důsledku změny pohybu, stejně tak v důsledku změny mechanického zatížení dolní čelisti a TM kloubu.

Cílem této práce bylo vytvoření parametrické výpočtové studie pomocí MKP, analyzující vliv používaných operačních postupů při implantaci totální náhrady čelistního kloubu na zatížení druhostranného kloubu. Tato práce je součástí širšího projektu, jehož cílem je vytvořit konstrukční návrh nového typu totální náhrady TM kloubu, který by zohledňoval biomechanické aspekty tohoto specifického kloubu.

6.5.1 Materiál a metodika

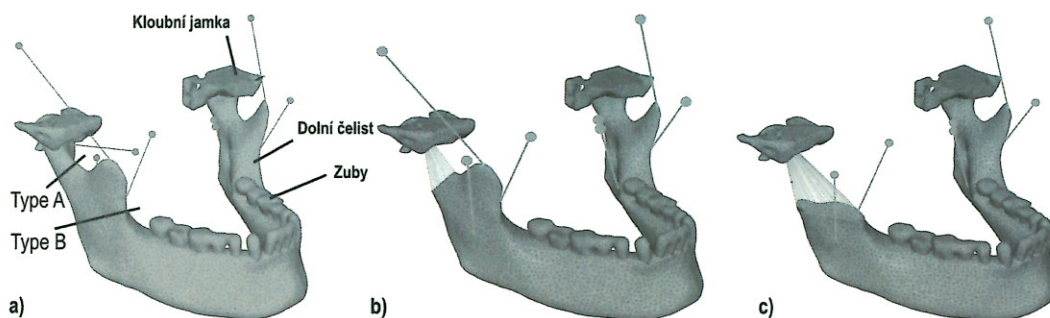
Analýza vlivu způsobu implantace totální náhrady čelistního kloubu byla provedena pomocí výpočtové metody konečný prvků (MKP). Tato metoda je dlouhodobě používána v biomechanice a medicíně např. pro provedení analýz biologických struktur, zjišťování interakcí na rozhraní implantát/kost ale i při vývoji umělých náhrad atd. [17]. Základem provedených výpočtových simulací byl zjednodušený model dolní čelisti, spodní řady dentálního oblouku, obou kloubních disků a kloubních jamek. Geometrický model byl vytvořen na základě CT snímků zdravého jedince bez zjevného poškození dolní čelisti a TM kloubu.

Geometrické modely dolní čelisti a zubů byly vysítovány lineárními čtyřstěnnými elementy C3D4, model disku byl vysítován hybridními kvadratickými čtyřstěnnými elementy C3D10H. Model kloubních jamek byl reprezentován pouze vnější plochou, která byla vysítována lineárními trojhrannými skořepinovými elementy S3, protože kloubní jamky byly uvažovány jako absolutně tuhá tělesa. Model byl importován do výpočtového programu ABAQUS CAE ve kterém byly provedeny analýzy. Činnost žvýkacích svalů byla v modelu modelována pomocí 1D CONNECTOR elementů, které spojovaly počátky a úpon daného svalu a do kterých byly zavedeny silové účinky. Uvažovanými svaly byly m. masseter, m. temporalis, m. pterygoideus med. a lat. Všechny části modelu byly uvažovány jako homogenní isotropní materiály, parametry jednotlivých materiálových modelů jsou přehledně uvedeny v Tab. 6.5.

Tabulka 6.5: Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového MKP modelu čelistního kloubu.

Díly modelu	Materiálové vlastnosti	Typ elementů
Dolní čelist	$E=17 \text{ GPa}$, $\mu=0.30$	C3D4
Zuby	$E=21 \text{ GPa}$, $\mu=0.21$	C3D4
TM disk	Mooney-Rivlinův hyperelastický materiál $C_{10}=0.9$, $C_{01}=9.10^{-4}$, $D_1=1.10^{-5}$	C3D10H
Kloubní jamka	Rigid body	S3

Spojení zubů s kostí bylo dosaženo vazbou TIE, která byla také využita při tvorbě pevného spojení mezi kondylem dolní čelisti s TM diskem a spojení TM disku s kloubní jamkou. Rovnoměrné rozložení sil generovaných v CONNECTOR elementech do kosti bylo provedeno vazební podmínkou DISTRIBUTING COUPLING. Referenční body kloubních jamek, které byly uvažovány jako dokonale tuhá tělesa, byly pevně vetknuty. Skus byl simulován pro tři základní fyziologické situace: skus na řezácích I1, pravé a levé první stoličce M1. Skusu na daném zubu bylo dosaženo předepsáním okrajové podmínky nulového posuvu ve směru cranio-kaudálním.



Obrázek 6.12: a) Kompletní výpočtový MKP model s kloubní jamkou. Svaly (Connector elementy) jsou znázorněny pomocí přímek. Typy resekcí kondylu jsou znázorněny na pravém kondylu, b) resekce Type A a c) resekce Type B.

Svalové síly generované jednotlivými žvýkacími svaly byly určeny na základě fyziologických průřezů jednotlivých svalů a matematických modelů, které uvádí literatura [67, 68, 78]. Velikost sil jednotlivých svalů byla určena na základě silových poměrů, které jsou generovány při výsledné skusové síle 300 N na daném zubu. Z porovnání skusové síly anatomického modelu a modelu s implantátem, byly síly ve svalech pro model s implantátem upraveny tak, aby výsledná síla skusu byla rovna síle skusu z anatomického modelu tj. 300 N. Všechny síly v jednotlivých svalech byly upraveny ve shodném poměru, přičemž byl uvažován rovnoměrný lineární nárůst či pokles síly ve svalech. Nárůst síly daného svalu lze fyziologicky vysvětlit nárůstem průřezu svalu, jako odezva na zvýšenou zátěž. Velikost max. skusové síly uvažované v modelu byla zvolena s ohledem na klinickou praxi, kde pacienti s poruchami TM kloubu mají výrazně sníženou velikost této síly v porovnání s fyziologickou max. skusovou silou zdravých lidí [68]. Velikost skusové síly byla uvažována shodná pro všechny typy resekcí a anatomický model. Vůči anatomickému modelu pak byly porovnávány modely zohledňující rozsah resekcí svalů při implantaci totální náhrady TM kloubu. Síly ve svalech na levé a pravé straně byly uvažovány jako shodné. Pro vyšetřované případy skusu, a při požadavku na maximální sílu skusu, vyplývá z matematického modelu [68], že ze skupiny uvažovaných svalů, jsou plně aktivovány svaly m. masseter, m. pterygoideus med. a m. temporalis. Musculus pterygoideus lat. není vůbec aktivován a tedy se nepodílí na zatěžování soustavy (neplatí obecně pro jiné případy skusu).

Simulace vlivu operačního zákroku při implantaci totální náhrady byly modelovány čtyři (viz Obr. 6.12): resekce caput mandibulae při které je odstraněn m. pterygoideus lat. (Typ A1), resekce caput mandibulae s odstraněním svalů m. pterygoideus lat. a m. masseter (Typ A2), resekce za processus coronoideus mandibulae při které jsou odstraněny svaly m. temporalis a m. pterygoideus lat. (Typ B1) a poslední resekce za processus coronoideus mandibulae při které jsou odstraněny svaly m. masseter, m. temporalis a m. pterygoideus lat. (Typ B2). Ve výpočtovém modelu je totální náhrada čelistního kloubu modelována jako sférický kloub, ke kterému je plocha, vzniklá resekci dolní čelisti, připojena vazbovou podmínkou DISTRIBUTING COUPLING. Tato vazba vzájemně svazuje pouze posuvy uzlů na resekované ploše s posuvem referenčního bodu kloubní jamky a tím umožňuje sférickou rotaci dolní čelisti kolem referenčního bodu jamky. Totální náhrada byla modelována na pravé straně výpočtového modelu a výsledky analýzy byly vyhodnocovány pro druhostranný levý TM kloub.

6.5.2 Výsledky

Předmětem zájmu výpočtové MKP analýzy bylo posouzení vlivu implantace totální náhrady TM kloubu na změnu zatížení druhostranného TM kloubu. Velikost zatížení TM kloubu byla vyjádřena velikostí a složkami reakční síly přenášené TM kloubem při skusu. Pro každou variantu skusu (I1, levá a pravá M1) a jednotlivé případy rozsahu resekcce dolní čelisti a svalů byla vyjádřena velikost reakční síly a jejich složek. Hodnoty velikosti zatížení TM kloubu pro každý z případů resekcce byl porovnán s hodnotami anatomické varianty zatížení TM kloubu. Souřadný systém, ve kterém jsou uváděny výsledky numerické analýzy, je pravoúhlý kartézský, kde směr 1 (medio - laterál), směr 2 (posterior - anterior) a směr 3 (cranio - kaudální).

TM disk je bifázický nehomogenní materiál, který má díky své vnitřní struktuře kolagenních vláken anizotropní materiálové vlastnosti [25, 98]. Stavba a struktura TM disku je optimálně uspořádána pro přenos fyziologického způsobu zatížení. Jakákoliv změna zatížení se proto přímo projevuje na způsobu zatížení struktury TM disku a z tohoto důvodu byla sledována nejen velikost zatížení, ale i směr zatížení.

Tabulka 6.6: Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na přední řezáky. Maximální síla skusu byla 300 N.

	Pravý TM kloub				Levý TM kloub			
	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]
Anatomická	264.5	4.7	-70.2	-254.9	221.1	-5.9	-24.5	-219.7
Type A1	267.6	8.2	-69.8	-258.2	231.7	-9.0	-26.6	-230.0
Type A2	219.7	-29.6	-134.8	-171.0	366.9	-35.0	-52.1	-361.5
Type B1	188.7	-28.8	93.0	-161.6	312.0	-29.2	-52.3	-306.2
Type B2	126.8	-101.7	75.4	-6.2	523.9	-61.3	-95.7	-511.2

Z výsledků analýzy uvedených v Tab. 6.6 a Obr. 6.13a pro variantu skusu na řezácích (I1), je patrný nárůst velikosti reakční síly i všech jejích složek v druhostranném TM kloubu, při zvyšujícím se rozsahu resekcce. Tento nárůst je nejvíce znatelný pro směr 1, kde velikost této složky reakce je $R_1^{A1} = -9.0$ N, $R_1^{A2} = -35.0$ N, $R_1^{B1} = -29.2$ N a $R_1^{B2} = -61.3$ N. Tyto hodnoty představují vzhledem k hodnotám získaným pro anatomický model nárůst u jednotlivých typů resekcí o $\Delta^{A1} = 52.5\%$, $\Delta^{A2} = 493.2\%$, $\Delta^{B1} = 394.9\%$, $\Delta^{B2} = 938.9\%$. Nezanedbatelný není ani nárůst velikosti složky reakce ve směru 2: $R_2^{A1} = -26.6$ N, $R_2^{A2} = -52.1$ N, $R_2^{B1} = -52.3$ N a $R_2^{B2} = -95.7$ N. Nárůst velikosti zatížení ve směru 2 je pro jednotlivé resekcce o $\Delta^{A1} = 8.6\%$, $\Delta^{A2} = 112.6\%$, $\Delta^{B1} = 113.5\%$, $\Delta^{B2} = 290.6\%$. Vliv velikosti resekcce při implantaci náhrady TM kloubu se znatelně projeví i na velikosti reakce v kloubu ve směru 3: $R_3^{A1} = -230.0$ N, $R_3^{A2} = -361.5$ N, $R_3^{B1} = -306.2$ N a $R_3^{B2} = -511.2$ N. Nárůst velikosti zatížení ve směru 3 je pro jednotlivé resekcce o $\Delta^{A1} = 4.7\%$, $\Delta^{A2} = 64.5\%$, $\Delta^{B1} = 39.4\%$, $\Delta^{B2} = 132.7\%$.

Stejný trend zatížení TM kloubu s ohledem na velikost resekcce je patrný pro variantu skusu na první levé stoličce (M1, tj. skus na stoličce přilehlé druhostranného TM kloubu). Výsledky výpočtových analýz jsou uvedeny v Tab. 6.7 a Obr. 6.13b, odkud je patrná velikost složky reakce TM kloubu ve směru 1: $R_1^{A1} = -5.6$ N, $R_1^{A2} = -26.2$ N, $R_1^{B1} = -17.6$ N a $R_1^{B2} = -46.8$ N. Tyto hodnoty představují nárůst u jednotlivých typů

Tabulka 6.7: Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na levé stoličce. Maximální síla skusu byla 300 N.

	Pravý TM kloub				Levý TM kloub			
	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]
Anatomická	159.0	3.5	-41.3	-153.5	15.1	-4.2	-14.4	-2.6
Type A1	160.6	5.1	-40.8	-155.3	17.1	-5.6	-15.7	-3.9
Type A2	132.8	-12.9	-79.1	-105.9	91.1	-26.2	-30.8	-81.6
Type B1	114.4	-16.4	54.1	-99.5	58.8	-17.6	-30.5	-47.0
Type B2	68.5	-51.3	44.2	-10.8	182.4	-46.8	-56.4	-167.0

resekcí o $\Delta^{A1}=33.3\%$, $\Delta^{A2}=523.8\%$, $\Delta^{B1}=319.0\%$, $\Delta^{B2}=1014.3\%$. Velikost složky reakce TM kloubu ve směru 2: $R_2^{A1}=-15.7$ N, $R_2^{A2}=-30.8$ N, $R_2^{B1}=-30.5$ N a $R_2^{B2}=-56.4$ N. Nárůst velikosti zatížení ve směru 2 je pro jednotlivé resekcce o $\Delta^{A1}=9.0\%$, $\Delta^{A2}=113.8\%$, $\Delta^{B1}=111.8\%$, $\Delta^{B2}=291.6\%$. Vliv velikosti resekcce se projevuje i na velikosti reakce v kloubu ve směru 3: $R_3^{A1}=-3.9$ N, $R_3^{A2}=-81.6$ N, $R_3^{B1}=-47.0$ N a $R_3^{B2}=-167.0$ N. Nejzávažnějším výsledkem je velikost reakční síly a jejich složek pro případ Type A2 s odstraněním m. masseter a pro případ resekcce Type B2. Zde je patrný nárůst výslednice reakční síly o 503.3% respektive o 1107.9%, přičemž nárůst medio-laterální složky reakce R₁ je o 523.8% respektive o 1014.3% a nárůst předozadní složky je o 113.8% respektive o 291.6%. Z těchto hodnot je patrný stabilizující účinek m. masseter v medio-laterálním směru. Tato varianta skusu by měla být sledována s vyšší pozorností, protože pro pacienta po implantaci TM kloubu je to jediná možnost jak rozmělnit potravu. Dle klinické praxe je skus na straně implantátu prakticky nemožný a tento poznatek dokazuje i nemožnost dosažení statické rovnováhy modelu.

Tabulka 6.8: Velikost reakční síly a jejich složek v TM kloubu pro všechny typy resekcí při skusu na pravé stoličce. Maximální síla skusu byla 300 N.

	Pravý TM kloub				Levý TM kloub			
	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]	Reakce [N]	Reakce R ₁ [N]	Reakce R ₂ [N]	Reakce R ₃ [N]
Anatomická	46.7	3.1	-40.5	-22.9	150.6	-4.1	-17.0	-149.5
Type A1	47.5	3.5	-40.9	-24.0	152.9	-4.4	-17.1	-151.9
Type A2	140.7	-8.7	-133.4	-43.9	170.0	-16.1	-17.7	-168.3
Type B1	65.0	-14.0	63.4	-3.2	158.5	-11.5	-24.6	-153.4
Type B2	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

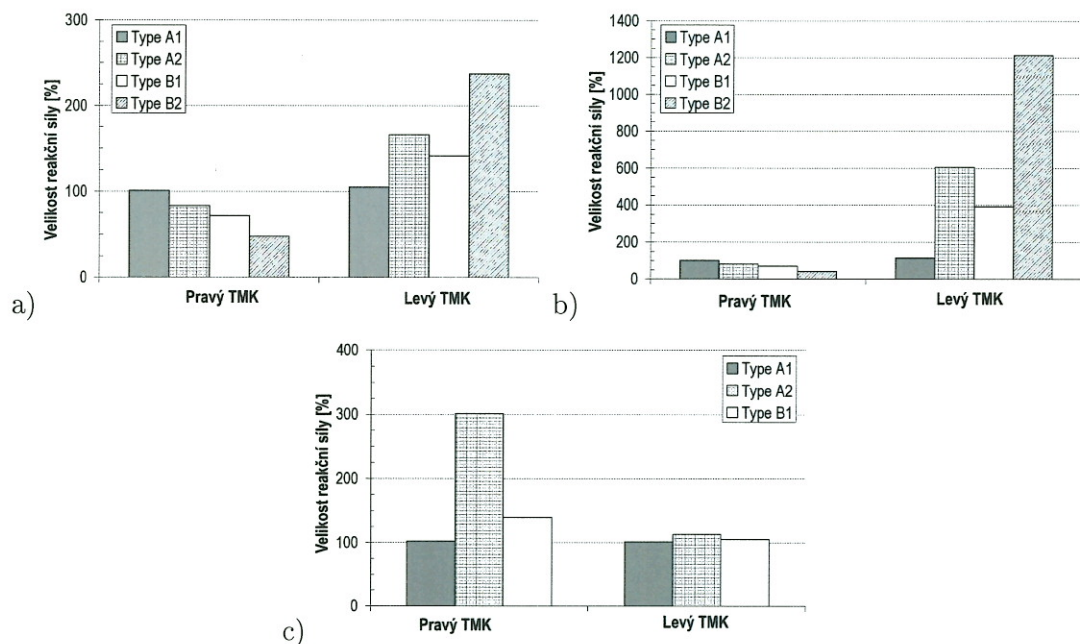
V poslední variantě modelovaného zatížení, při skusu na první pravé stoličce (M1, tj. skus na stoličce přilehlé totální náhradě TM kloubu), lze opět pozorovat mírné navýšení reakčních sil v druhostranném TM kloubu pro případ resekcce Type A2 a Type B1. Výsledky výpočtových analýz jsou uvedeny v Tab. 6.8 a Obr. 6.13c. Nárůst je nejvíce znatelný pro směr 1, kde velikost složky reakce je $R_1^{A1}=-4.4$ N, $R_1^{A2}=-16.1$ N, $R_1^{B1}=-11.5$ N a $R_1^{B2}=N/A$. Tyto hodnoty představují vzhledem k hodnotám získaným pro anatomický model nárůst u jednotlivých typů resekcí o $\Delta^{A1}=7.3\%$, $\Delta^{A2}=292.7\%$, $\Delta^{B1}=180.5\%$. Viditelný je i mírný nárůst velikosti složky reakce ve směru 2: $R_2^{A1}=-17.1$ N, $R_2^{A2}=-17.7$ N, $R_2^{B1}=-24.6$ N a $R_2^{B2}=N/A$. Nárůst velikosti zatížení ve směru 2

je pro jednotlivé resekce o $\Delta^{A1}=0.6\%$, $\Delta^{A2}=4.1\%$, $\Delta^{B1}=44.7\%$. Vliv velikosti resekce při implantaci náhrady TM kloubu se mírně projeví i na velikosti reakce v kloubu ve směru 3: $R_3^{A1}=151.9$ N, $R_3^{A2}=-168.3$ N, $R_3^{B1}=-153.4$ N a $R_3^{B2}=N/A$. Nárůst velikosti zatížení ve směru 3 je pro jednotlivé resekce o $\Delta^{A1}=1.6\%$, $\Delta^{A2}=12.6\%$, $\Delta^{B1}=2.6\%$. Největší změnu lze pozorovat pro případ resekce Type A2 u medio-laterální složky reakční síly, která se změnila o 292.7%, přestože výslednice reakční síly se změnila pouze o 12.9%. Pro případ resekce Type B2 nebylo možné dosáhnout rovnováhy ani při snížení svalové síly na zdravé straně TM kloubu, či navýšení svalové síly na straně implantátu. V daném případě je již svalová disbalance tak výrazná, že bez přenosu tahové craniokaudální reakce v místě modelované totální náhrady TM kloubu nebo v místě skusu, není možné výpočtově dosáhnout silové rovnováhy. Obě zmiňovaná místa ovšem ze své povahy tahovou reakci nejsou schopna přenést, a tedy skus za daných podmínek není realizovatelný.

Z těchto výše uvedených výsledků numerických simulací je patrný značný vliv velikosti resekce (svalové tkáně) při implantaci TM kloubu na zatížení druhostranného TM kloubu (nezávisle na místě skusu). Největší nárůst silového zatížení druhostranného TM kloubu obecně je patrný při resekcí Type B2 (která je nejčastější při implantaci totální náhrady v klinické praxi), v případě skusu na druhostranné (levé) stoličce M1 je tento nárůst zatížení 11-ti násobkem fyziologického zatížení!! Přičemž nejvýraznější nárůst zatížení TM kloubu je ve směru 1 (medio-lateral), kde je zatížení 10-ti násobně větší než pro fyziologické zatížení. Dále při vzájemném porovnání výsledků jednotlivých typů resekcí se ukazuje, že z hlediska udržení co nejlepší funkce druhostranného TM kloubu po implantaci náhrady je důležitější zachování svalu m. masseter než m. temporalis (Type A2 vs. Type B1). Při zachování m. masseter je celková velikost zatížení TM kloubu v případě skusu na řezácích I1 menší o 25% a při skusu na druhostranné stoličce M1 je menší o 214%!! Výsledek analýzy úzce souvisí s anatomickým umístěním počátku, úponu a orientace svalových vláken m. masseter a m. temporalis.

6.5.3 Diskuse a závěr

Z provedených analýz je patrné, že resekce svalů m. temporalis a hlavně m. masseter při stávajícím způsobu implantace totální náhrady TM kloubu má fatální následky na zatížení druhostranného kloubu. Největšího nárůstu velikosti zatížení druhostranného TM kloubu (pro jednotlivé případy skusu a rozsahy resekcí) dosahují složky sil ve směru 1 (medio-lateral) a směru 2 (anterio-posterior), které způsobují výrazné navýšení smykového zatížení TM disku. Přičemž právě tento způsob zatížení je pro TM disk s ohledem na jeho funkci a strukturu nejvíce poškozující. Navýšení tohoto způsobu zatížení je podle našeho názoru hlavní příčinou následné degenerace TM disku a okolních kostních struktur u původně zdravého druhostranného TM kloubu. Z výsledků analýz vyplývá, že v případě implantace náhrady TM kloubu je z pohledu nejnižšího nárůstu zatížení druhostranného kloubu nejvhodnější rozsah resekce Type A1 (se zachováním všech svalů, kromě m. pterygoideus lat.). Naopak nejvíce používaný rozsah resekce Type B2 (resekce svalů m. masseter, m. temporalis a m. pterygoideus lat.) je z pohledu druhostranného TM kloubu nejvíce devastující. Na variantu rozsahu resekce Type A1 lze také pohlížet, jako na variantu kvantifikující zatížení druhostranného kloubu pouze při nahrazení TM kloubu. Při porovnání zbylých typů resekcí vůči Type A1, je vidět výrazný nárůst zatížení druhostranného TM kloubu a tedy je zřejmý závěr, že resekce svalů má výraznější



Obrázek 6.13: Grafy znázorňující závislost velikosti reakční síly [%] v levém a pravém čelistním kloubu. a) Skus na prvním řezáku, b) skus na levé stoličce, c) skus na pravé stoličce. Totální náhrada čelistního kloubu je zavedena na pravém kloubu.

vliv na zatížení druhostranného TM kloubu při skusu, než vlastní nahrazení TM kloubu implantátem.

Podle mého názoru, stávající konstrukce totálních náhrad TM kloubu které se používají v klinické praxi (The Christensen, TMJ Concepts and Lorenz/Biomet), umožňují sice pohyb náhrady který je blízký reálnému pohybu TM kloubu, ale způsob jejich připojení k dolní čelisti (hlavně rozsah nutné resekcce svalů) zcela zásadním způsobem snižuje jejich přínos pro pacienta. Jednotlivé svaly, které zprostředkovávají žvýkání a artikulaci mají funkci aktivních členů provádějících pohyb, ale mají i nezastupitelnou funkci na stabilitu dolní čelisti a zatížení TM kloubu.

Ve výpočtové MKP analýze byly použity zjednodušené materiálové modely biologických tkání: homogenní izotropní materiál elastický (kost, zuby) a hyperelastický izotropní homogenní materiál (TM disk). Zjednodušení použitých materiálových modelů má samozřejmě vliv na výsledky provedených MKP analýz, ale s ohledem na cíl této práce sledující vzájemné poměry velikosti zatížení TM kloubu v závislosti na rozsahu resekcce při implantaci náhrady TM kloubu, je toto zjednodušení zanedbatelné. Dalším faktorem, který mohl ovlivnit získané výsledky numerických simulací, byla volba způsobu modelování náhrady TM kloubu jako kulový kloub. Opět se jedná o zjednodušení reálné situace, kdy náhrady TM kloubu používané v klinické praxi, umožňují současný pohyb rotační a posuvný (TMJ Concepts, Lorenz/Biomet). Podle našeho názoru je zjednodušení pohybu náhrady TM kloubu v modelu přípustné, protože je analyzována situace v TM kloubu při skusu a při tomto způsobu zatížení je vzájemný pohyb dolní čelisti vzhledem ke kloubní jamce minimální. Přestože v reálu dochází v TM kloubu k malému, převážně laterálnímu posuvu, zavedení okrajové podmínky uvažující náhradu TM disku za kulový kloub ovlivnilo s ohledem na poměrně malé zatížení TM kloubu

výsledky MKP analýz minimálně.

Při výčtu faktorů, které mohly potenciálně ovlivnit výsledky analýzy, je nutné také zmínit i zavedení sil ve svalech, určení jejich úponu a počátku. Jednotlivé svaly byly modelovány pomocí CONNECTOR elementů, které jsou v daném případě schopny přenést pouze axiální sílu, což je ve shodě s povahou svalových vláken. Distribuce svalové síly dále do celého úponu proběhla za přispění vazby DISTRIBUTING COUPLING, jež rozvedla sílu zavedenou CONNECTOR elementem do těžiště dané plochy celého svalového úponu. Odchylky způsobené modelováním distribuce svalové síly mající za následek modifikovaná ramena momentů silových dvojic vůči TM kloubům, mají dopad pouze na jednotlivé výsledné hodnoty reakčních sil, ale jejich vliv na závěr parametrické studie je marginální. Určení vlastní velikosti svalových sil jednotlivých svalů proběhlo dle validovaného předpokladu, že žvýkací svaly jsou schopny jednat navzájem nezávisle tak, aby vyvodily maximální sílu skusu, a výsledná maximální síla daného svalu závisí pouze na jeho fyziologickém průřezu [67, 68]. Aparát žvýkacích svalů je obecně přeurčený systém svalů, kde neexistuje jednoznačné řešení svalové aktivity pro daný úkon. Matematický model budovaný autory [67, 68] jde cestou aplikace metod optimalizace k nalezení řešení pro skus v dané poloze. Při následné verifikaci matematického modelu autoři [67] neshledali výrazné rozpory experimentálních měření a matematického modelu.

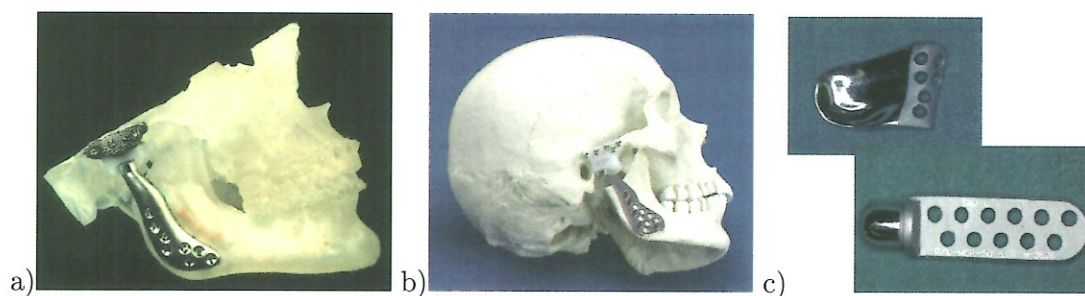
Výsledky získané z provedených výpočtových MKP analýz vlivu implantace na druhostranný TM kloub nám dávají informace pro návrh konstrukce implantátu TM kloubu, která by umožnila nižší rozsah zásahu do systému žvýkacích svalů na straně implantátu a zároveň možnost provedení subtilnější konstrukce náhrady. Takovou vhodnou změnou konstrukčního uspořádání náhrady TM kloubu by mohlo dojít ke snížení zatížení druhostranného TM kloubu po implantaci totální náhrady a tím by mohl být významně zvýšen benefit pro pacienta. Vhodnou konstrukcí by mohlo dojít ke změně indikace totální náhrady TM kloubu jako možnosti poslední volby.

Kapitola 7

Vývoj nové konstrukce totální náhrady TMK

7.1 Konstrukční návrh totální náhrady čelistního kloubu

Při rekonstrukci čelistního kloubu se používají dva typy náhrad, celková náhrada TM kloubu složená z náhrady kondylu a náhrady fossa eminentia a nebo částečná náhrada TM kloubu (hemiarthroplastica) tj. pouze náhrada fossa eminentia. V klinické praxi se v současnosti používají tři druhy totálních náhrad čelistního kloubu: TMJ Concepts[®] (TMJ Concepts Inc) (viz Obr. 7.1a), The Christensen[®] (TMJ Inc) (viz Obr. 7.1c) a Lorenz[®] (Biomet Inc) (viz Obr. 7.1b). Všechny tři firmy mají podobnou konstrukci totální náhrady, která je složená ze dvou částí, tak jak byly popsány výše. Rozdílný je charakter pohybu, který náhrady svou konstrukcí provádějí. Náhrada The Christensen[®] umožňuje pouze sférický (kulový) pohyb kondylu v jamce, zatímco náhrady TMJ Concepts[®] a Lorenz[®] umožňují současný rotační a posuvný pohyb kondylu v jamce. Tento druhý způsob je blíže reálné situaci pohybu fyziologického čelistního kloubu.



Obrázek 7.1: V klinické praxi používané totální náhrady TMK: a) TMJ Concepts[®], b) Lorenz[®], c) The Christensen[®].

Přestože výše uvedené totální náhrady čelistního kloubu jsou používány v klinické praxi již celou řadu let, jejich hlavní nevýhodou je nutnost provedení resekce kostní tkáně při jejich implantaci. Resekce je prováděna v místě kloubní jamky a na povrchu dolní čelisti, ke kterému je připevněna kondylární část náhrady. Tyto resekce zásadním

způsobem oslabují nosnost kostní tkáně (hlavně u kondylární části) a i přesnost implantace náhrady. Právě přesnost implantace je zcela zásadní pro optimální přenos sil což může vést ke snížení životnosti nejen vlastní náhrady, ale i k přetížení druhostranného kloubu.

Tabulka 7.1: Rozsah pohybů v TMK [109].

	muži	ženy
	střední hodnota ± stat. o.	střední hodnota ± stat. o.
Věk [roky]	21.26±1.68	19.41±1.18
Max. otevření [°]	30.58±3.03	27.16±3.87
Pravé vychýlení [°]	4.96±1.30	6.85±1.23
Levé vychýlení [°]	5.40±1.30	7.43±1.39
Protrakce [°]	13.38±2.04	11.85±1.94
Vzdálenost mezi řezáky [mm]	52.4±0.41	52.2±0.59

Cílem této práce bylo vytvoření konstrukčního návrhu totální náhrady čelistního kloubu, která by byla navržena vždy individuálně pro konkrétního pacienta. Druhým cílem je provedení numerických simulací únosnosti navržené náhrady pomocí metody konečných prvků (MKP). Třetím cílem této práce je navržení metodiky testování pevnosti a životnosti náhrady a v neposlední řadě i provedení experimentálních testů prototypů navržené náhrady čelistního kloubu.

7.1.1 Konstrukce totální náhrady

Konstrukce navržené totální náhrady čelistního kloubu vychází z designu již vyráběných a v klinické praxi používaných náhrad (TMJ Concepts[®] a Lorenz[®]). Avšak nově navržená konstrukce odstraňuje jejich stávající nevýhody - nutnost resekce kostních tkání v kloubní jamce a na dolní čelisti. Nová totální náhrada čelistního kloubu je složena ze dvou částí (viz Obr. 7.2): z kondylární části, která může být vyrobena z nerezové oceli (CoCr) nebo z titanové slitiny (Ti₆Al₄V ELI) a z náhrady kloubní jamky, která je vyrobena z polyethylenu (UHMWPE).

Vzájemné styčné plochy kondylární části a náhrady kloubní jamky jsou kulové, kde kondylární část má o něco menší poloměr než náhrada kloubní jamky. Tato styčná plocha byla volena s ohledem na přiměřený pohyb kloubní náhrady a také s ohledem na minimalizaci zatížení kloubní náhrady otěrem. Hlavní inovací nové konstrukce celé náhrady je individuální tvar styčných ploch mezi náhradou a kostní tkání, který je vytvořen na míru konkrétnímu pacientovi. Tím je odstraněna hlavní nevýhoda konvenčních náhrad a není nutná žádná resekce kostních tkání. Detail custom fit tvarování kondylární části náhrady je patrný z Obr. 7.2 d.

Použité konstrukční materiály jsou již několik desítek let běžně používané v klinické praxi a samozřejmě mají patřičné certifikace o zdravotní nezávadnosti pro pacienta při dlouhodobé implantaci. Kondylární část náhrady může být vyrobena z více materiálů ale jako nejvhodnější hlavně s ohledem na snížení možnosti vzniku otěru je nerezová ocel (CoCr). Jako alternativa může být použita i titanová slitina (Ti₆Al₄V ELI) ovšem na styčnou plochu artikulující s náhradou kloubní jamky je nutné nanést povrchovou

vrstvu pro snížení vzniku otěru.

Obě části totální náhrady čelistního kloubu budou ke kostní tkáni fixovány pomocí běžných kostních šroubů vyrobených z titanové slitiny (Ti_6Al_4V ELI). Speciálně u kondylární části je ovšem třeba dbát zvýšené opatrnosti při zavádění fixačních šroubů tak, aby nedošlo k poškození nervus mandibularis vycházejícího na vnitřní straně z dolní čelisti. Způsob uchycení obou částí náhrady je naznačen na Obr. 7.2 a.

7.1.2 Výpočtové analýzy modelu totální náhrady

Pro vyhodnocení deformační a napěťové odezvy totální čelistního kloubu, šroubů a kostní tkáně na modelové zatížení byla použita metoda konečných prvků (MKP). Kdy byly provedeny dvě výpočtové simulace, které byly analyzovány s ohledem na výsledné hodnocení individuální náhrady dolní čelisti. První analýza sledovala maximální únosnost kondylární části náhrady čelistního kloubu při jejím zatížení. Druhá analýza sledovala odezvu celého systému náhrada-šrouby-kost na vnější zatížení, jehož velikost odpovídala maximální velikosti skusové fyziologické síly. Všechny numerické analýzy byly provedeny metodou konečných prvků ve výpočtovém programu ABAQUS 6.7. [7]

Geometrické modely

Geometrický model kostních tkání (lebka a dolní čelisti) byl získán ze série CT (Computer Tomography) snímků pacienta. Snímky byly pořízeny v rozlišení 512x512 pixelů, kde velikost pixelu byla 0.439 mm a vzdálenost jednotlivých axiálních řezů byla 1 mm. Rekonstrukce kostních tkání z CT snímků byla provedena v Laboratoři biomechaniky člověka, ČVUT v Praze v programu Mimics[®] 12 [4].

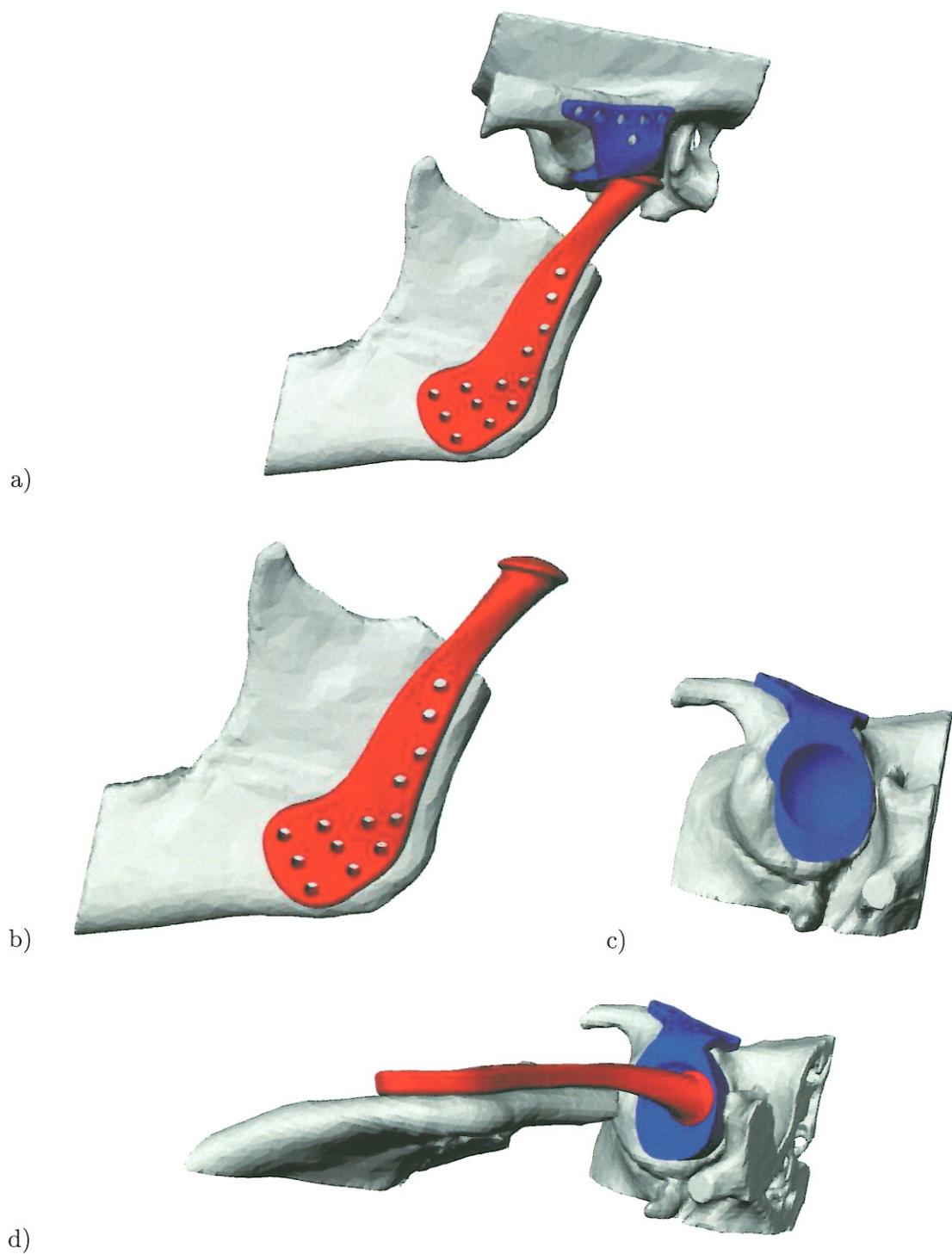
Geometrie totální náhrady čelistního kloubu byla vytvořena v grafickém programu Rhinoceros[®] 4.0 [2] ve spolupráci s Ing. Zdeňkem Horákem, Ph.D. (Fakulta strojní, ČVUT v Praze) a samozřejmě s výrobcem obou částí náhrady firmou DUO CZ, s.r.o. Výsledná podoba individuální náhrady je patrná z Obr. 7.2.

Materiálové vlastnosti

Ve všech provedených výpočtových analýzách byly všechny použité materiály uvažovány jako lineární, elastické a homogenní. Toto zjednodušení je hlavně v případě kostní tkáně poměrně zásadní, ale ne zcela neobvyklé v numerických analýzách např. [19, 28, 33, 92]. Přesto je podle našeho názoru toto zjednodušení přípustné, pokud jsou u získaných výsledků výpočtových analýz sledovány všechny mezní materiálové hodnoty (σ_k , σ_{pt} a σ_{pd}). Použité materiálové parametry všech částí modelů jsou přehledně uvedeny v Tab. 7.2.

Velikost působících sil

Síla při skusu (žvýkání): Na totální náhradu čelistního kloubu bude působit síla, kterou pacient vyvine při fyziologickém skusu (žvýkání). Tato síla, která působí většinou pouze na jeden zub byla určena v řadě experimentálních měření, které provedla a publikovala celá řada autorů, např. [19, 28, 34, 81, 103]. Z prezentovaných výsledků je patrné, že



Obrázek 7.2: Konstrukce navržené totální náhrady čelistního kloubu: kondylární část (červená barva), náhrada kloubní jamky (modrá barva). a) Kompletní náhrada čelistního kloubu, b) kondylární část náhrady, c) náhrada kloubní jamky, d) uspořádání náhrady - detailní pohled zespodu.

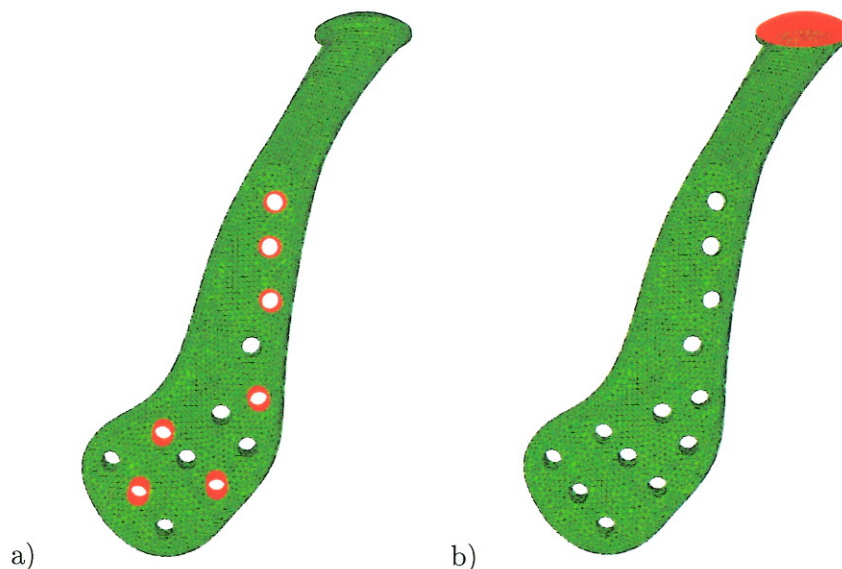
Tabulka 7.2: Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového modelu individuální náhrady dolní čelisti.

	E [MPa]	μ [-]	σ_k [MPa]	σ_{pt} [MPa]	σ_{pd} [MPa]
Ti₆Al₄V ELI	113 800	0.24	880	950	950
Co-Cr	194 000	0.30	570	734	734
UHMWPE	1 000	0.45	21.6	25	25
kostní tkáň	13 700	0.30	110	124	153

velikost fyziologické skusové síly při běžném žvýkání je v rozsahu $F_{skus}=20$ až 150 N. Další silou, která může působit na zatížení náhrady je maximální síla při skusu, která se může pohybovat v rozmezí $F_{skus}^{max}=150$ až 450 N a v některých extrémních případech dokonce až $F_{skus}^{max}=850$ N. Velikost a rozsah obou sledovaných sil je značně závislý na věku a pohlaví sledovaných subjektů, místu kde byl měřen skus (velikost obou sil na předních zubech je o dost menší, než velikost těchto sil na stoličkách) a na tvrdosti sousta.

Výpočtové modely

Analýza maximální únosnosti kondylární části náhrady Pro detailní analýzu maximální únosnosti kondylární části náhrady byl vytvořen pouze model této části. Model byl vysítován čtyřstěnými objemovými elementy se třemi stupni volnosti (C3D4). Globální velikost elementů byla 0.2 mm. Celý výpočtový model je patrný na Obr. 7.3a,b.



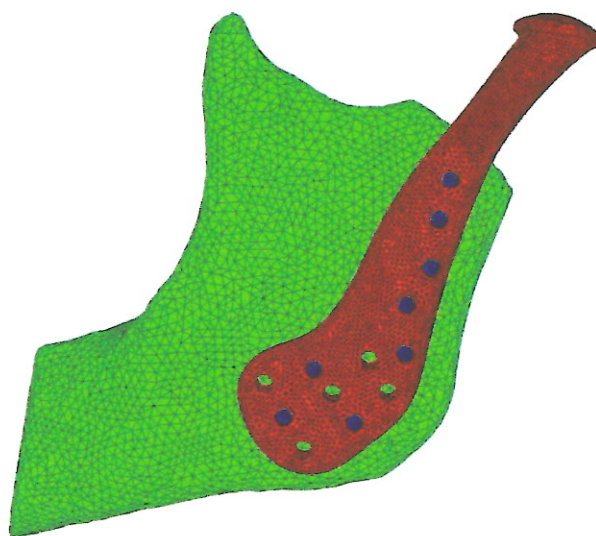
Obrázek 7.3: Výpočtový model kondylární části náhrady čelistního kloubu. a) Umístění okrajové podmínky reprezentující fixační šrouby, b) zavedení působící síly na vnější povrch artikulující plochy náhrady.

Proto, aby byla stanovena maximální nosnost kondylární části náhrady čelistního kloubu, byl výpočtový model zatížen silou $F^{max}=1100$ N. Tato síla několika násobně

přesahuje maximální možné fyziologické síly působící v čelistním kloubu. Její velikost byla zvolena s ohledem na cyklické dlouhodobé zatížení náhrady a lze důvodně předpokládat, že pokud náhrada vydrží při statickém zatížení takto extrémní zatížení, vydrží sice nižší (ale stále dostatečné) zatížení i při dlouhodobém namáhání. Síla působí ve směru normály vnějšího povrchu, která působí v místě kontaktu kondylární částí náhrady a náhrady kloubní jamky.

Okrajové podmínky byly voleny s ohledem na přesnou reprezentaci reálné situace. V místě zavedení fixačních šroubů (viz. Obr. 7.3 a) bylo zavedeno uložení vetknutím. Pro spojitě rozložení působící síly byla zavedena vazba DISTRIBUTING COUPLING, která rozvedla aplikovanou sílu z referenčního uzlu na vnější povrch artikulující plochy (viz. Obr. 7.3 b). Celá úloha byla modelována jako statická a nelineární.

Analýza totální náhrady čelistního kloubu Pro analýzu části totální náhrady čelistního kloubu byl vytvořen výpočtový model, který se skládá z těchto částí: části dolní čelisti, kondylární části náhrady a osmi fixačních kostních šroubů. Kondylární část náhrady byla modelována z materiálu Co-Cr a fixační šrouby jsou vyrobeny z titanové slitiny Ti₆Al₄V ELI. Ve výpočtovém modelu bylo zahrnutou pouze blízké okolí dolní čelisti na kterém je připevněna kondylární část náhrady. Všechny součásti výpočtového modelu byly vysítovány čtyřstěnými objemovými elementy se třemi stupni volnosti (C3D4). Globální velikost elementů byla nastavena v rozmezí 0.2 - 0.5 mm viz Obr. 7.4.



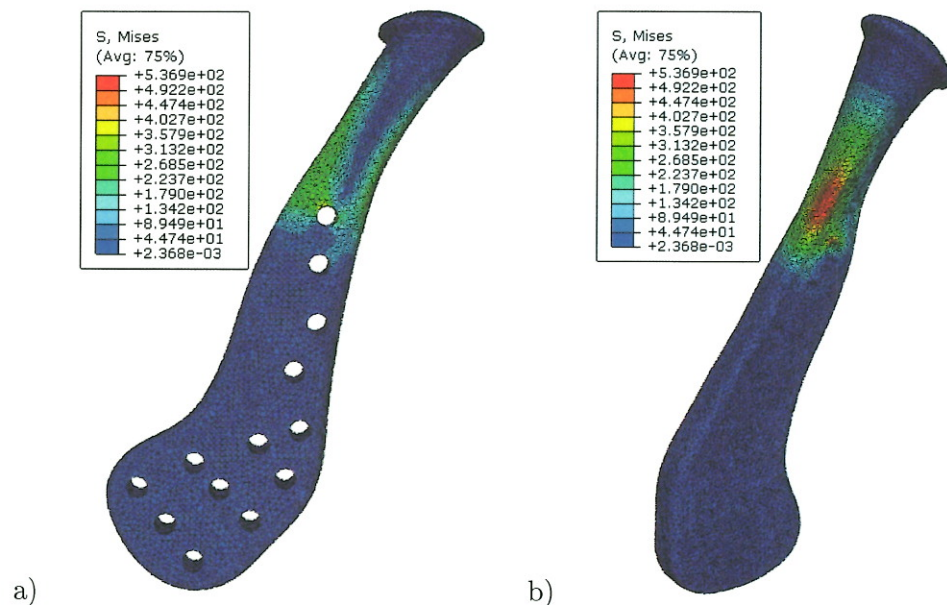
Obrázek 7.4: Výpočtový model sestavy totální náhrady čelistního kloubu. Část dolní čelisti (zelená barva), kondylární část náhrady (červená barva) a fixační šrouby (modrá barva).

Ve výpočtovém modelu byl volný konec části dolní čelisti (kostní tkáň) uložena vetknutím v referenčního uzlu, kde byly zamezeny posuvy do všech směrů. Dále bylo ve výpočtovém modelu zavedeno několik vazbových podmínek. Pro spojitě rozložení působící síly $F=450\text{N}$ byla zavedena vazba DISTRIBUTING COUPLING, která rozvedla aplikovanou sílu z referenčního uzlu na artikulující povrch kondylární části náhrady.

Všechny závitové spoje byly nahrazeny vazbou TIE, která svazuje posuvy uzlů na tzv. podřízených plochách s posuvy uzlů na tzv. řídicích plochách. Tato vazba byla aplikována v místě závitů fixačního šroubu a kostní tkáň, přičemž jako referenční byl uvažován střední průměr závitů šroubu. Další vazbovou podmínkou aplikovanou v této výpočtové analýze bylo použití KINEMATIC COUPLING, která svazuje posuvy uzlů na tzv. podřízené ploše s referenčním uzlem. Tato vazba byla použita v místě uložení volného konce části dolní čelisti, kde do tohoto referenčního uzlu byly zavedeny podmínky uložení popsané výše. Celá úloha byla modelována jako statická a nelineární.

Výsledky

Z výsledků provedené výpočtové analýzy maximální únosnosti kondylární části náhrady vyplývá, že při zatížení silou $F^{max}=1100$ N nedošlo v žádném místě kondylární části náhrady k dosažení mezních materiálových hodnot. Výsledky jsou patrné z Obr. 7.4. Při zatížení působící silou byla zjištěna největší velikost redukovaného napětí σ_{red} v "krčku" kondylární části náhrady $\sigma_{red}=536.9$ MPa. Podle předpokladů je tato část náhrady nejnamáhanější oblastí, spolu s otvorem pro první fixační šroub od shora. Uvedená hodnota redukovaného napětí σ_{red} je velmi blízko mezi kluzu σ_k materiálu Co-Cr a proto lze předpokládat, že v tomto místě může při extrémním zatížení dojít k selhání součásti. Zde je nutné ovšem připomenout, že zavedená síla $F^{max}=1100$ N je zcela mimo reálné možnosti zatížení náhrady.

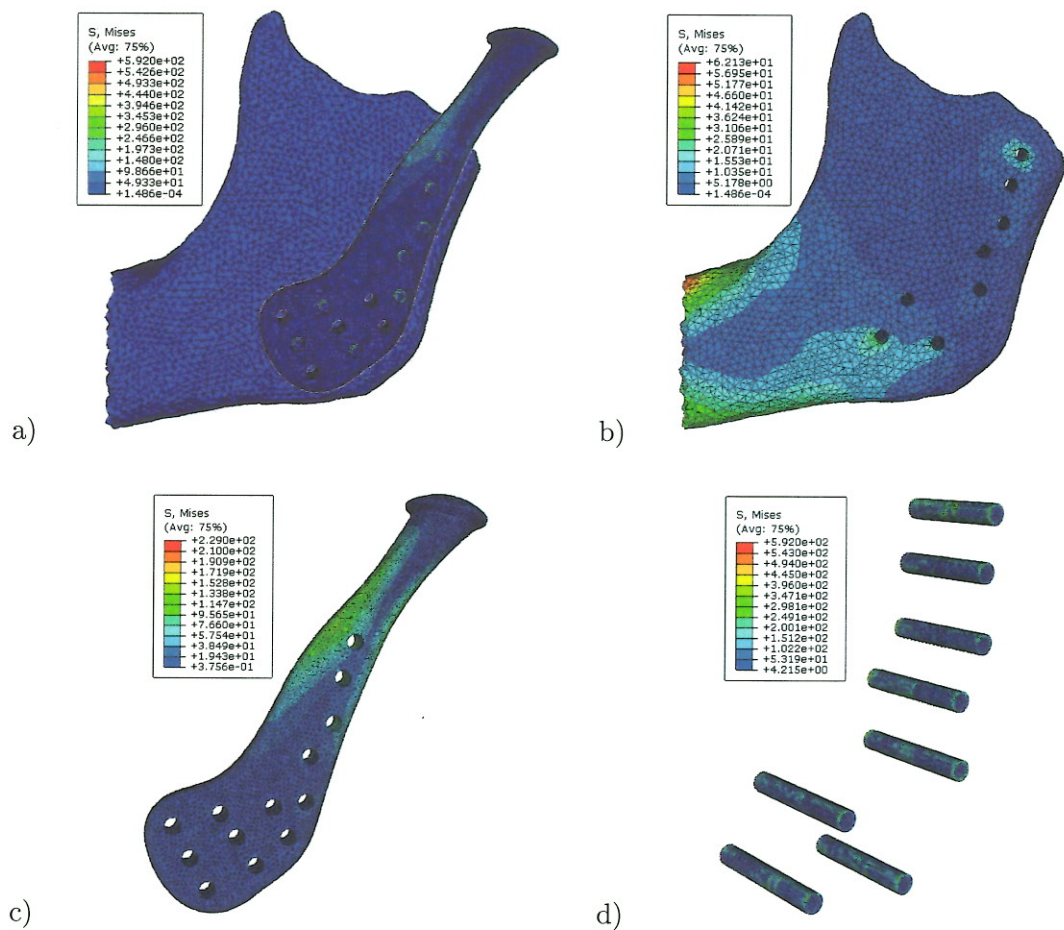


Obrázek 7.5: Rozložení velikosti redukovaných napětí σ_{red} [MPa]: a) pohled z vnější strany, b) pohled z vnitřní strany.

Z výsledků provedené výpočtové analýzy modelu totální náhrady čelistního kloubu (kostní tkáň-fixační šrouby-kondylární část náhrady) vyplývá, že u žádné jeho části nebylo dosaženo mezních hodnot při zatížení silou $F=450$ N. Výsledky jsou patrné z Obr.

7.6. Při zatížení působící silou byla zjištěna největší velikost redukovaných napětí σ_{red} na jednotlivých částech modelu: dolní čelist $\sigma_{red}=62.1$ MPa, kondylární část náhrady $\sigma_{red}=229.0$ MPa a na fixačních šroubech $\sigma_{red}=592.0$ MPa.

Podle předpokladů je nejnamáhanější součástí tohoto systému první fixační šroub od shora u kterého je hodnota redukovaného napětí σ_{red} maximální. Přesto je ještě poměrně značně vzdálena mezi kluzu σ_k materiálu Ti₆Al₄V ELI.



Obrázek 7.6: Rozložení velikosti redukovaných napětí σ_{red} [MPa]: a) v celém modelu, b) na části dolní čelisti, c) na kondylární části náhrady, d) ve fixačních šroubech.

7.2 Klinická aplikace individuální náhrady čelistního kloubu spolu s částí dolní čelisti

7.2.1 Anamnéza pacienta

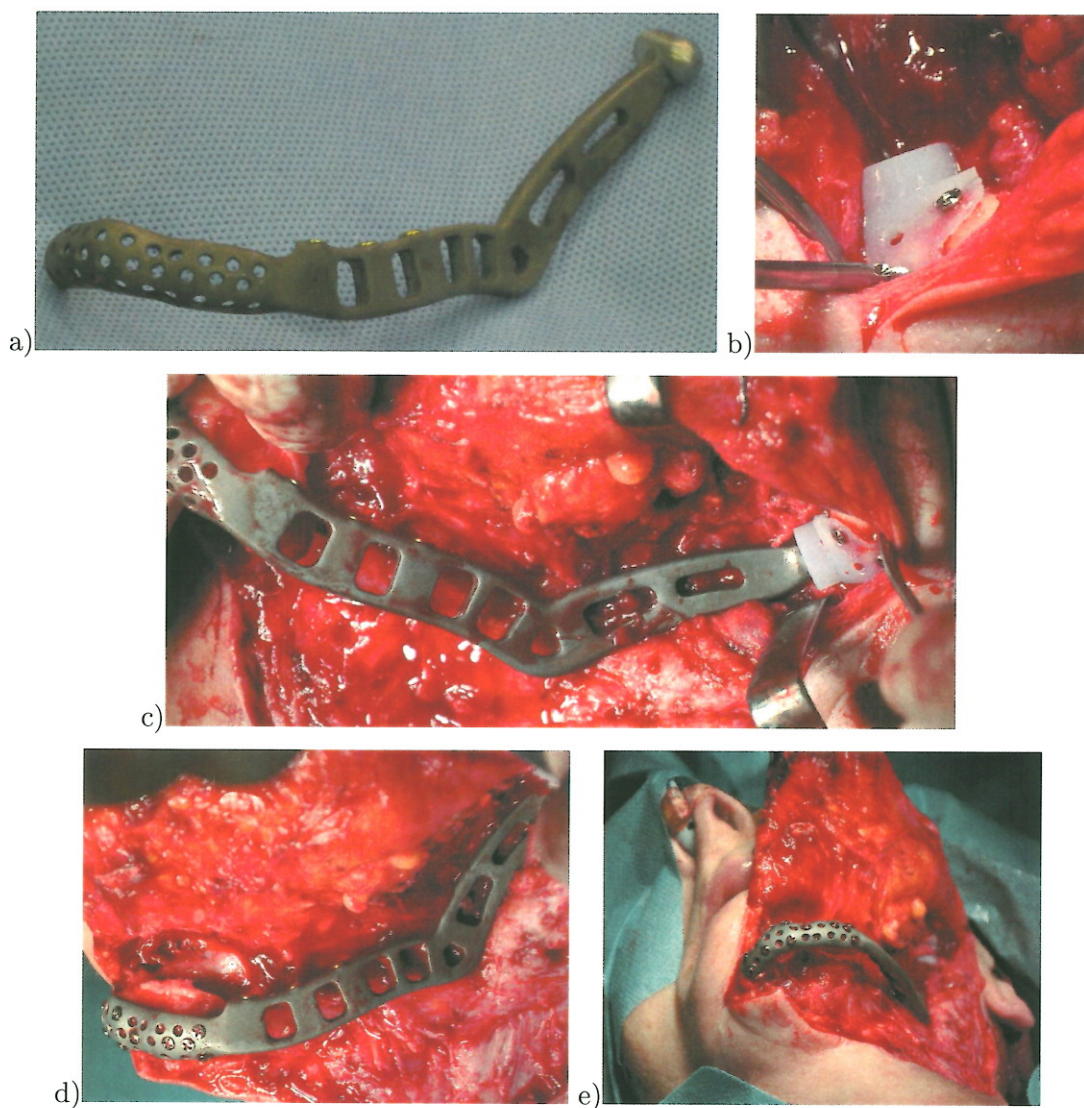
Pacientka S.V. narozená v roce 1947. Z interního hlediska zdravá, bez alergií, bez trvalé medikace. V červnu 2006 byl diagnostikován středně diferencovaný dlaždicobuněčný karcinom levé tonzily s metastatickým postižením regionálních mízních uzlin vlevo (T2-3 N2b M0). V celkové anestezii byly provedeny operační výkony: levostranná transmandibulární bukofaryngektomie, levostranná hemimandibulektomie s exartikulací, resekce fossae tonzilaris a parciální glossektomie, tracheotomie (viz Obr. 7.7). Následovala adjuvantní actinoterapie na oblast primárního nádoru a regionálních krčních mízních uzlin (oblast primárního nádoru 70 Gy, regionální mízní uzliny 65 Gy). Aktinoterapie ukončena v srpnu 2006. Pravidelně dochází na onkologické kontroly.

V únoru 2009 odeslána na pracoviště Stomatologické kliniky 1LF UK a VFN v Praze ke konzultaci ohledně rekonstrukčního výkonu. Byla provedena vyšetření v rámci onkologického restagingu (RTG S+P, sonografické vyšetření krku a břicha) a dále bylo zhotoveno CT (512x512, šířka vrstvy 1 mm). Výsledky restagingu neprokázaly nádorové onemocnění.

Dne 14.1.2010 byla v celkové anestezii provedena operace - náhrada levé poloviny dolní čelisti (těla i větve dolní čelisti) včetně kloubní jamky (viz Obr. 7.8).



Obrázek 7.7: Pacientka po levostranné hemimandibulektomii, před rekonstrukční chirurgií.

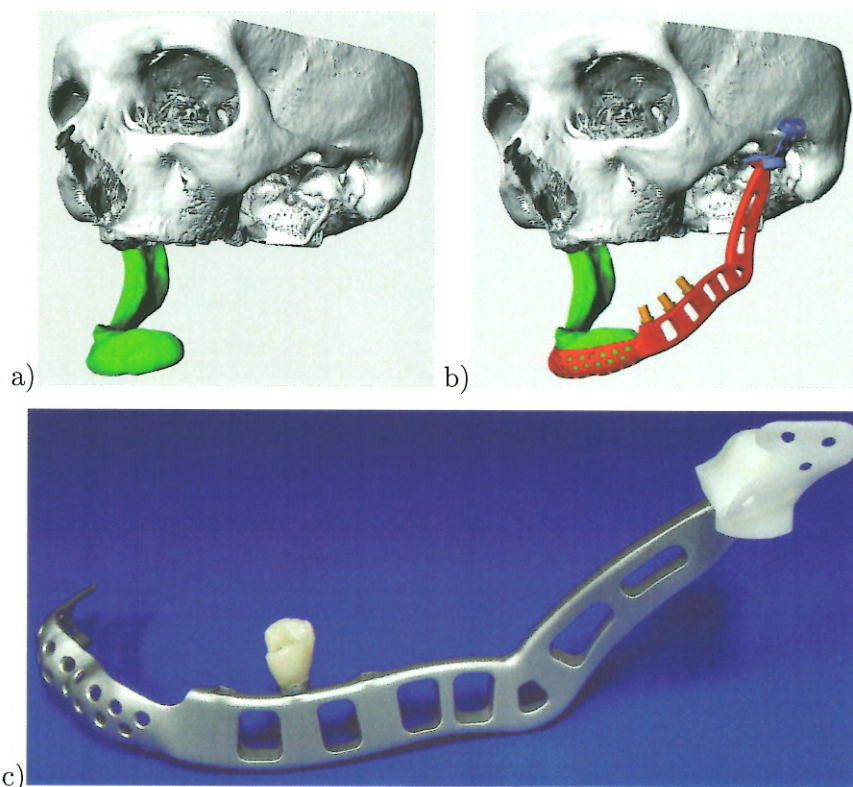


Obrázek 7.8: a) Individuální náhrada části dolní mandibuly s kloubní hlavicí, b) fixace náhrady kloubní jamky, c) vložená náhrada části dolní mandibuly do náhrady kloubní jamky. Zafixovaná individuální náhrada: d) pohled z boku, e) pohled z předu.

7.2.2 Konstrukční návrh individuální náhrady

Detailní popis metodiky návrhu individuálních náhrad je uveden v kapitole 8. V tomto konkrétním případě bylo po úspěšné onkologické léčbě možné přistoupit k rekonstrukci dolní čelisti a přilehlého TM kloubu. Individuální náhrady jsou v těchto případech omezeně poměrně často používaným řešením, které bylo publikováno v řadě odborných prací [40, 50, 93, 100, 105].

Individuální náhrada pro tohoto konkrétního pacienta se skládá z několika částí, které společně vytvářejí komplexní řešení rekonstrukce skeletálního defektu. Náhrada se skládá z náhrady levé části dolní čelisti, náhrady kloubní jamky čelistního kloubu a dentálních implantátů. V konstrukci náhrady byly použity dentální implantáty Nobel ReplaceTM dodávané firmou Nobel BiocareTM [6], které jsou v klinické praxi běžně používané již řadu let. Náhrada levé části dolní čelisti je, stejně jako náhrada kloubní jamky, přichycena ke kostní tkáni pomocí samořezných kostních šroubů. Geometrický model pacienta s defektem a s modelem individuální náhrady je uveden na Obr. 7.9. Pro návrh této individuální náhrady byly použity standardní dlouhodobě používané biomateriály: slitina titanu Ti₆Al₄V ELI (náhrada levé části dolní čelisti a zubní implantáty) a polyetylen s ultravysokou molekulovou hmotností UHMWPE (náhrada kloubní jamky).



Obrázek 7.9: a) Geometrický model kostních tkání pacienta po resekci části dolní čelisti - současný stav. b) Geometrický model lebky, zbylé části dolní čelisti, individuální náhrady dolní čelisti (spolu se zubními implantáty) a náhradou kloubní jamky. c) Individuální náhrada levé části dolní čelisti, s náhradou kloubní jamky a ilustrativně nasazenou zubní celokeramickou korunkou.

7.2.3 Výpočtová MKP analýza individuální náhrady

Cílem této části disertační práce bylo provedení výpočtových analýz modelu individuální náhrady dolní čelisti jako celku. Tyto analýzy měly zmapovat napjatost jednotlivých částí náhrady, při jejich zatížení tak, aby byla ověřena únosnost a spolehlivost tohoto systému při daném zatížení. Jako mezní stav kdy dojde k selhání náhrady, nebo selhání jejího uchycení v kosti bylo považováno takové zatížení, při kterém vznikla napětí překračující mez kluzu (σ_k) nebo mez pevnosti (σ_{pt} , σ_{pd}) v kterékoliv části modelovaného systému náhrada-zubní implantát-šrouby-kost.

Pro vyhodnocení deformační a napěťové odezvy individuální náhrady dolní čelisti, šroubů, dentálních implantátů, náhrady kloubní jamky a kostní tkáně na modelové zatížení byla použita metoda konečných prvků. Kdy byly provedeny dvě výpočtové simulace, které byly analyzovány s ohledem na výsledné hodnocení individuální náhrady dolní čelisti. První analýza sledovala detailní odezvu na zatížení šroubového spoje zubního implantátu při aplikaci vnějšího zatížení. Druhá analýza sledovala odezvu celého systému náhrada-zubní implantát-šrouby-kost na vnější zatížení. Všechny numerické analýzy byly provedeny metodou konečných prvků ve výpočtovém programu ABAQUS 6.7. [7].

Geometrický model

Geometrický model kostních tkání (lebky a dolní čelisti) byl získán ze série CT (Computer Tomography) snímků pacienta. Snímky byly pořízeny v rozlišení 512x512 pixelů, kde velikost pixelu byla 0.439 mm a vzdálenost jednotlivých axiálních řezů byla 1 mm. Rekonstrukce kostních tkání z CT snímků byla provedena v Laboratoři biomechaniky člověka, ČVUT v Praze v programu Mimics[®] 12 [4].

Geometrie dentálního implantátu a fixačních šroubu byla převzata od výrobců těchto zdravotnických prostředků. Geometrie individuální náhrady dolní čelisti a kloubní jamky byla vytvořena v grafickém programu Rhinoceros[®] 4.0 [2] ve spolupráci s Ing. Zdeňkem Horákem, Ph.D., který se problematice individuálních náhrad dlouhodobě věnuje v Laboratoři biomechaniky člověka, ČVUT v Praze a samozřejmě s výrobcem obou částí náhrady firmou DUO CZ, s.r.o. Výsledná podoba individuální náhrady je patrná z Obr. 7.9b, Obr. 7.10, Obr. 7.11a.

Materiálové vlastnosti

Ve všech provedených výpočtových analýzách byly všechny použité materiály uvažovány jako lineární, elastické a homogenní. Toto zjednodušení je hlavně v případě kostní tkáně poměrně zásadní, ale ne zcela neobvyklé v numerických analýzách např. [19, 28, 33, 92]. Přesto je podle našeho názoru toto zjednodušení přípustné, pokud jsou u získaných výsledků výpočtových analýz sledovány všechny mezní materiálové hodnoty (σ_k , σ_{pt} a σ_{pd}). Použité materiálové parametry všech částí modelů jsou přehledně uvedeny v Tab. 7.3.

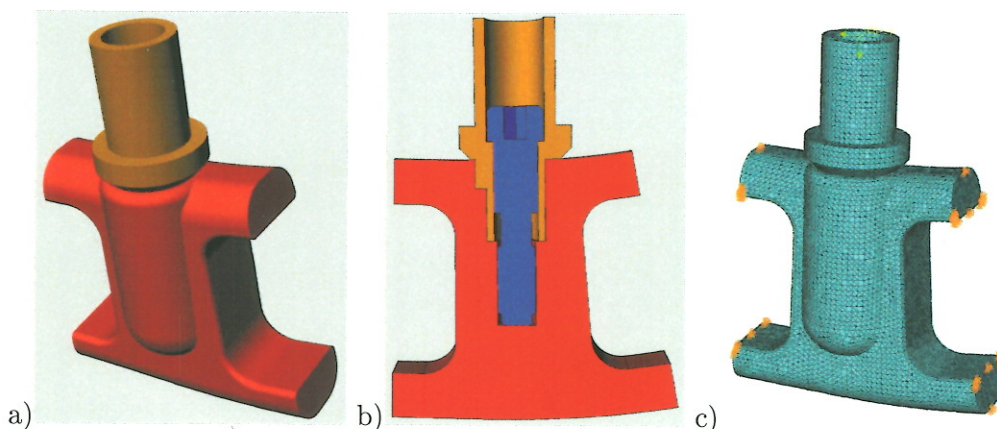
Tabulka 7.3: Materiálové vlastnosti jednotlivých částí výpočtového modelu individuální náhrady dolní čelisti.

	E [MPa]	μ [-]	σ_k [MPa]	σ_{pt} [MPa]	σ_{pd} [MPa]
Ti ₆ Al ₄ V ELI	113 800	0.24	880	950	950
UHMWPE	1 000	0.45	21.6	25	25
kostní tkáň	13 700	0.30	110	124	153

Výpočtové modely

1. Analýza šroubového spoje zubního implantátu: Pro detailní analýzu šroubového spoje zubního implantátu byl vytvořen model dentálního implantátu spolu s fixačním šroubem a částí individuální náhrady dolní čelisti. Všechny části tohoto modelu jsou vyrobeny z titanové slitiny Ti₆Al₄V ELI, která je již několik desetiletí používána k výrobě umělých náhrad určených pro dlouhodobou implantaci v řadě medicínských oborů.

V modelu bylo uvažováno pouze část individuální náhrady dolní čelisti (blízké okolí zubního implantátu). Všechny součásti modelu byly vysíťovány čtyřstěnými objemovými elementy se třemi stupni volnosti (C3D4). Globální velikost elementů byla 0.2 mm v dílu fixační šroub, v dílech náhrady a abutment byla velikost elementů 0.25 mm (viz Obr. 7.10c). Další podrobný popis tohoto výpočtového modelu je uveden v následujícím textu.



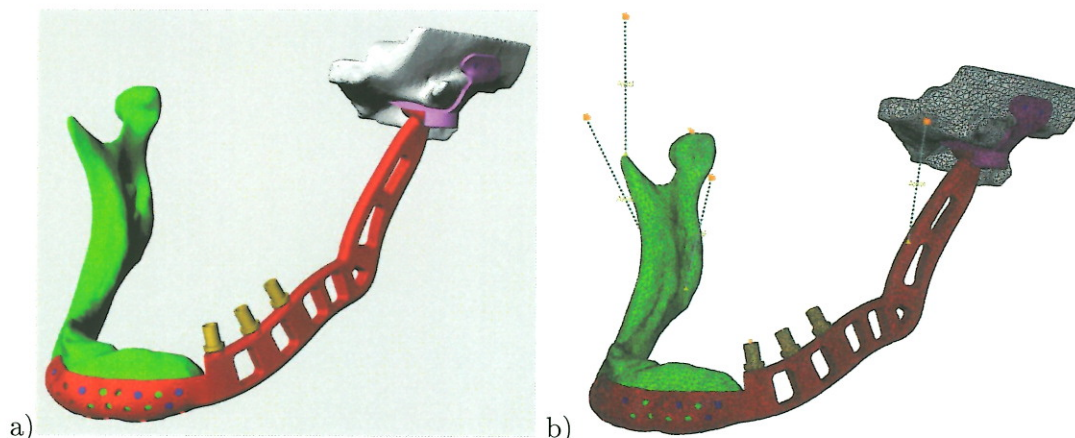
Obrázek 7.10: a) Geometrický model části individuální náhrady dolní čelisti spolu se zubním implantátem a fixačním šroubem, b) řez modelem, c) výpočtový MKP model.

2. Analýza individuální náhrady dolní čelisti: Pro analýzu individuální náhrady dolní čelisti byl vytvořen výpočtový model, který se skládá z těchto částí: náhrada části dolní čelisti, náhrada kloubní jamky, tři dentálních implantátů, čtrnácti fixačních kostních šroubů, čtyř svalů a kloubní jamky. Náhrada kloubní jamky je vyrobena z UHMWPE (Chirulen 1020) a všechny zbývající části této individuální náhrady jsou vyrobeny z titanové slitiny Ti₆Al₄V ELI.

Ve výpočtovém modelu bylo zahrnutou pouze malé okolí kloubní jamky na kterém je připevněna náhrada této jamky. Silové účinky od aktivních svalů byly zavedeny do

jednorozměrných connector elementů typu AXIAL, které mají jen jeden stupeň volnosti a tím je posuv v ose elementu. Connector elementy jsou umístěny ve shodě s umístěním reálných svalů v těle viz. Obr. 7.11b.

Všechny součásti výpočtového modelu byly vysíťovány čtyřstěnými objemovými elementy se třemi stupni volnosti (C3D4). Globální velikost elementů byla nastavena v rozmezí 0.2 - 0.5 mm viz Obr. 7.11b. Další podrobný popis tohoto výpočtového modelu uveden v následujícím textu.



Obrázek 7.11: Model zbylé části dolní čelisti, náhrady kloubní jamky a část skeletu lebky: a) geometrický model, b) výpočtový MKP model.

Zatížení a okrajové podmínky

Zatížení předepnutého šroubu: Utažením šroubu utahovacím momentem M_u vznikne ve šroubu předepnutí, které je vyvozeno osovou silou F_o . Velikost utahovacího momentu M_u je dána vztahem

$$M_u = F_o \cdot \operatorname{tg}(\psi + \rho^*) \cdot \frac{d_2}{2} + F_o \cdot f \cdot \frac{(d_w + d_a)}{4}, \quad (7.1)$$

odkud lze vyjádřit vztah pro přepočítání velikosti osové síly F_o ve šroubu při známém utahovacím momentu

$$F_o = \frac{M_u}{\operatorname{tg}(\psi + \rho^*) \cdot \frac{d_2}{2} + f \cdot \frac{(d_w + d_a)}{4}}, \quad (7.2)$$

kde

$$\rho^* = \frac{\operatorname{tg} f}{\cos \frac{\alpha}{2}}. \quad (7.3)$$

K individuální náhradě dolní čelisti jsou abutmenty připevněny pomocí titanového šroubu se závitem M2 a válcovou hlavou. Parametry tohoto šroubu resp. závitu, potřebné pro výpočet osové síly jsou: $\alpha=60^\circ$, $\psi=4.185^\circ$, $M_u=350 \text{ N}\cdot\text{mm}$, $d_2=1.74 \text{ mm}$, $d_w=2.5 \text{ mm}$ a $d_a=2.0 \text{ mm}$. Extrémně významným parametrem, který určuje velikost osové síly F_o je součinitel tření f , kde malá změna součinitele tření vyvodí významnou změnu velikosti osové síly. Právě volba velikosti součinitele tření použitého ve výpočtových simulacích se ukázala být značným problémem. Reálná velikost součinitele tření,

který vznikne při utahování titanového šroubu k titanovému abutmentu nebyla známa a ani experimentálně měřena. Obecně platí závislost, že čím je součinitel tření nižší, tím je osová síla vyšší. Velikost součinitele tření mezi dvěma součástmi z titanové slitiny (Ti₆Al₄V ELI), se pohybuje v rozmezí $f=0.15-0.31$, v závislosti na drsnosti povrchu a případném mazání.

Z důvodu věrohodnosti výsledků získaných z numerických analýz, které se musí pohybovat v bezpečné oblasti používání náhrady, byla zvolena velikost součinitele tření $f=0.15$, která je s ohledem na zatížení šroubu nejnepríznivější. Výsledná velikost osová síly, která vznikne předepnutím šroubů utahovacím momentem $M_u=350 \text{ N}\cdot\text{mm}$ je $F_o=1201.5 \text{ N}$. Tato velikost byla použita ve všech výpočtových analýzách popsaných níže.

Velikost působících sil: *Síla při skusu (žvýkání)* - na individuální náhradu dolní čelisti bude působit síla, kterou pacient vyvine při fyziologickém skusu (žvýkání). Tato síla, která působí většinou pouze na jeden zub byla určena v řadě experimentálních měření, které provedla a publikovala celá řada autorů, např. [19, 28, 34, 81, 103]. Z prezentovaných výsledků je patrné, že velikost fyziologické skusové síly při běžném žvýkání je v rozsahu $F_{skus}=20$ až 150 N . Další silou, která může působit na zatížení individuální náhrady je maximální síla při skusu, která se může pohybovat v rozmezí $F_{skus}^{max}=150$ až 450 N a v některých extrémních případech dokonce až $F_{skus}^{max}=850 \text{ N}$. Velikost a rozsah obou sledovaných sil je značně závislý na věku a pohlaví sledovaných subjektů, místu kde byl měřen skus (velikost obou sil na předních zubech je o dost menší, než velikost těchto sil na stoličkách) a na tvrdosti sousta. Při výpočtové analýze šroubového spoje zubního implantátu byl model zatěžován silou $F=450 \text{ N}$, která odpovídá maximální hodnotě síly F_{skus}^{max} získané z literatury. Navíc tato síla byla skloněná o 30° od svislé osy.

Maximální síly ve svalech - při žvýkání vyvozuje pohyb dolní čelisti čtveřice svalů (m. masseter, m. temporalis, m. pterygoideus medialis a m. pterygoideus lateralis), která působí na obou stranách čelisti. Stanovení velikosti sil v jednotlivých svalech je značně obtížné a jejich přesné určení v závislosti na aktivaci svalu a velikosti skusové síly nejednoznačné. Hlavním důvodem obecně je přeurčenost mechanického systému, kde je více neznámých (velikost svalových sil), než je počet stupňů volnosti tohoto systému. Řešení takovýchto systémů vedou na optimalizační úlohy, kde se musí zavést určitá pomocná hodnotící kritéria. Hlavním problémem řešení je stanovení přesné velikosti aktivace svalu při daném pohybu, které je za současných technických možností nemožné. Z těchto důvodů se stanovuje pouze maximální možná síla při skusu ve svalu F_{max} , kterou je daný sval schopen vyvinout. Tyto maximální síly opět určila a publikovala řada autorů, např. [33, 69, 30] a které jsou uvedeny v Tab. 7.4. Velikosti svalových sil uvedených v Tab. 7.4 byly použity pro výpočtovou analýzu individuální náhrady dolní čelisti.

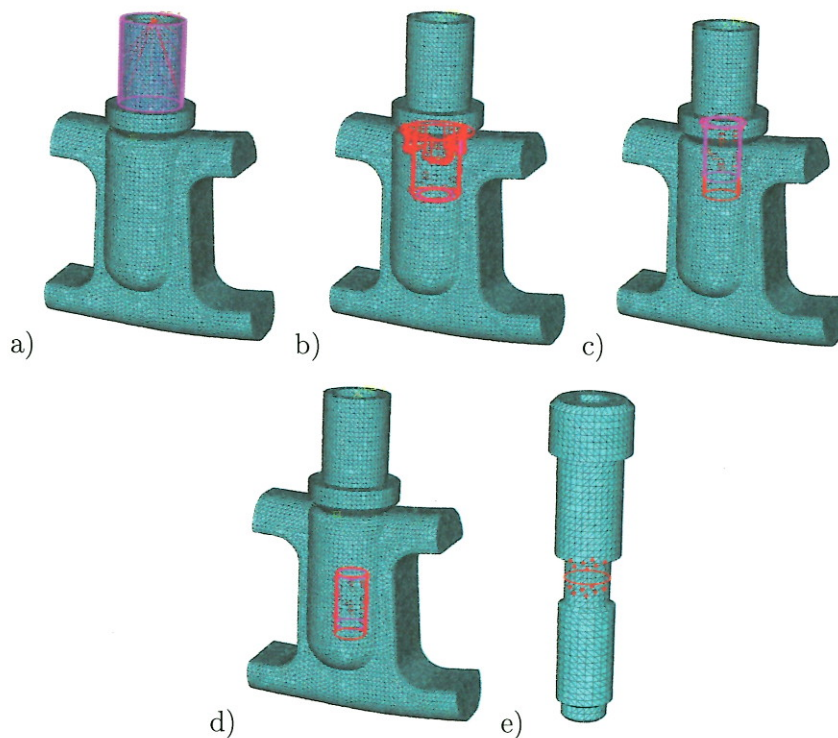
Tabulka 7.4: Velikosti maximálních sil ve žvýkacích svalech F_{max} [N] při fyziologické velikosti maximálního skusu.

	m. masseter	m. temporalis	m. pterygoideus medialis	m. pterygoideus lateralis
F_{max} [N]	334.3	398.8	201.1	0.0

Okrajové podmínky

Analýza šroubového spoje zubního implantátu

- **Uložení:** Výpočtový model byl na obou volných koncích individuální náhrady dolní čelisti uložen vetknutím (viz Obr. 7.13c.), tj. v místě uložení byla zamezen pohyb uzlů do všech směrů.
- **Vazbové podmínky:** Ve výpočtovém modelu šroubového spoje bylo zavedeno několik vazbových podmínek. Pro spojitě rozložení působící síly byla zavedena vazba DISTRIBUTING COUPLING, která rozvedla aplikovanou sílu z referenčního uzlu na vnější povrch abutmentu (viz Obr. 7.13a). Detailní modelování závitového spoje bylo nahrazeno vazbou TIE, která svazuje posuvy uzlů na tzv. podřízených plochách s posuvy uzlů na tzv. řídicích plochách. Tato vazba byla aplikována v místě závitů fixačního šroubu a individuální náhrady, přičemž jako referenční byl uvažován střední průměr závitů šroubu d_2 (viz Obr. 7.13d). Posledním typem vazbových podmínek bylo zavedení normálového kontaktu s koeficientem tření $f=0.3$. Tato vazbová podmínka byla zavedena mezi kontaktní dvojici abutment - individuální náhrada (viz Obr. 7.13b) a dvojici fixační šroub - abutment (viz Obr. 7.13c).



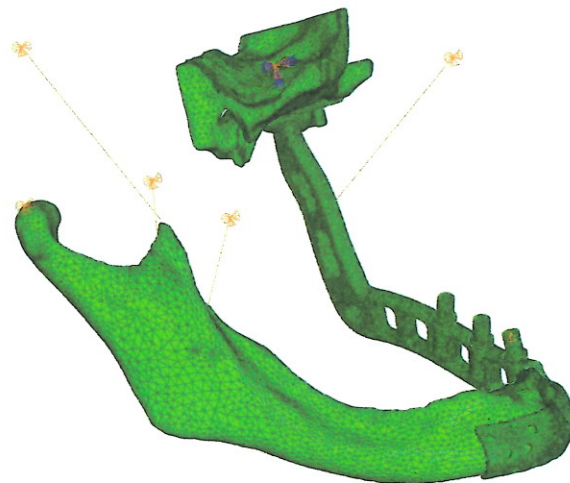
Obrázek 7.12: Ukázka okrajových podmínek zavedených pro analýzu šroubového spoje zubního implantátu: a) vazba COUPLING mezi ref. uzlem a plochou abutmentu, b) kontaktní dvojice mezi abutmentem a individuální náhradou, c) kontaktní dvojice mezi fixačním šroubem a individuální náhradou, d) TIE kontakt mezi fixačním šroubem a individuální náhradou, e) zavedení předepnutí do fixačního šroubu.

- **Zatížení:** Pro tento výpočtový model byl zaveden lokální pravoúhlý souřadnicový systém, kde osa z byla totožná s osou fixačního šroubu a osa y byla normálou na

vnější povrch ind. náhrady směřující dovnitř ústní dutiny. Model náhrady dentálního implantátu byla zatížen osamělou silou, jejíž velikost byla zvolena $F=450\text{ N}$ (tj. jako maximální síla F_{skus}^{max}). Tato síla byla skloněná o 30° od svislé osy z , přičemž byly provedeny dvě výpočtové analýzy, kde působící síla byla zavedena v rovině $z-x$ a následně v rovině $z-y$. V obou případech byla vnější síla zavedena do referenčního uzlu vazbové podmínky COUPLING (viz. Obr. 7.13a). Dalším zavedeným vnějším zatížením bylo předepnutí fixačního šroubu osovou silou $F_o=1201.5\text{ N}$, která byla určena ze vztahu (7.2). Osová síla předepnutého šroubu byla zavedena s ohledem na bezpečnost do místa, kde je průřez fixačního šroubu nejmenší viz Obr. 7.13e.

Analýza individuální náhrady dolní čelisti

- **Uložení:** Ve výpočtovém modelu individuální náhrady dolní čelisti byla kloubní jamka (kostní tkáň) uložena vetknutím v referenčním uzlu. Stejně tak na druhé straně byl model zbylé části dolní čelisti uložen v referenčním uzlu, kde byly zamezeny posuvy do všech směrů (rotace ve všech směrech byly volné). Protože zatížení individuální náhrady dolní čelisti bylo simulováno pomocí silových účinků od svalů bylo nutné zamezit posuv ve svislém směru (směr 3) v referenčním uzlu dentálního implantátu. Toto omezení simuluje kontakt horního a dolního zubu při skusu. Pohyb ve všech zbývajících směrech byl volný. Connector elementy byly na svém volném konci uloženy tak, že byly zamezeny posuvy do všech směrů (rotace ve všech směrech byly volné) viz Obr. 7.13.



Obrázek 7.13: Ukázka uložení modelu individuální náhrady dolní čelisti.

- **Vazbové podmínky:** Ve výpočtovém modelu individuální náhrady dolní čelisti bylo zavedeno několik vazbových podmínek. Pro spojitě rozložení působících svalových sil byla zavedena vazba DISTRIBUTING COUPLING, která rozvedla aplikovanou sílu z referenčního uzlu na vnější povrch zbylé části dolní čelisti. Plocha, která byla svázána funkcí COUPLING byla stejná jako je plocha úponu svalů (viz Obr. 7.14a, b, c). Vzhledem nepřítomnosti ostatních svalů než m. masseter na postižené straně byl k náhradě levé strany dolní čelisti modelován právě tento jediný sval. Tato svalová síla byla stejně jako ostatní rozvedena na náhradu pomocí

funkce DISTRIBUTING COUPLING v místě předpokládaného uchycení svalu do kostní tkáně (viz Obr. 7.14d).

Stejně jako v předcházející analýze šroubového spoje byly všechny závity nahrazeny vazbou TIE, která svazuje posuvy uzlů na tzv. podřízených plochách s posuvy uzlů na tzv. řídicích plochách. Tato vazba byla aplikována v místě závitu fixačního šroubu a kostní tkáně, přičemž jako referenční byl uvažován střední průměr závitu šroubu d_2 např. Obr. 7.14f. Stejným způsobem byl modelován způsob přichycení hlavy fixačního šroubu s náhradou kloubní jamky a náhradou levé části dolní čelisti (např. Obr. 7.14g).

Další vazbovou podmínkou aplikovanou v této výpočtové analýze bylo použití KINEMATIC COUPLING, která svazuje posuvy uzlů na tzv. podřízené ploše s referenčním uzlem. Tato vazba byla použita v místě uložení kondylu zbylé části dolní čelisti a na vnější povrch kloubní jamky (viz Obr. 7.14e, h), kde do těchto referenčních uzlů byly zavedeny podmínky uložení popsané výše.

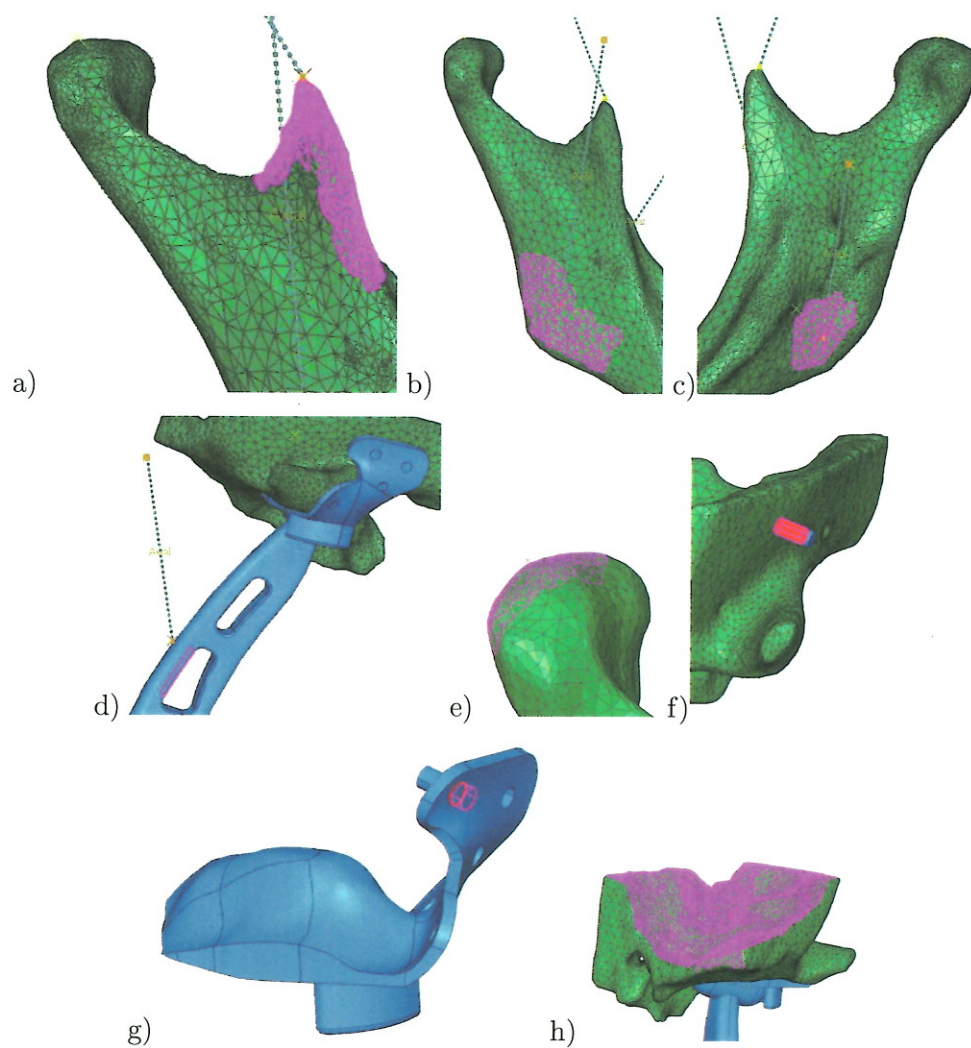
Posledním typem vazbových podmínek bylo zavedení normálového kontaktu (HARD CONTACT) s koeficientem tření. Tato vazbová podmínka byla zavedena mezi kontaktní dvojici kondyl náhrady dolní čelisti - náhrada kloubní jamky a to s koeficientem tření $f=0.08$. Stejný typ kontaktní vazby byl zaveden i mezi náhradou kloubní jamky a kloubní jamkou a to s koeficientem tření $f=0.15$.

Všechny ostatní vazbové podmínky zavedené v tomto výpočtovém modelu byly uvažovány stejně jako v předcházející výpočtové analýze šroubového spoje zubního implantátu.

- **Zatížení:** Otázka zatížení modelu individuální náhrady dolní čelisti a náhrady kloubní jamky je pro jejich analýzu zcela zásadní, ale zároveň nejvíce problematická. S ohledem na rozsah resekce části žvýkacích svalů pacienta je celý kinematický systém dolní čelisti s náhradou v silové nerovnováze. Na pravé straně čelisti působí při skusu trojice svalů, zatímco na levé straně je to pouze jeden sval. Navíc je nemožné stanovit míru jejich aktivace při skusu, tak aby byl celý systém v rovnováze a nedošlo k "vykloubení" náhrady levé části dolní čelisti z náhrady kloubní jamky a tím k selhání celého systému.

Z důvodů popsaných výše byl model individuální náhrady dolní čelisti zatížen všemi svaly, které se podílejí na skusu, přičemž v nich byla uvažována maximální síla kterou jsou schopny vyvinout při fyziologickém skusu. Maximální síly jednotlivých svalů jsou přehledně uvedeny v Tab. 7.4. Je evidentní, že při tomto způsobu zatížení dojde k "vykloubení" náhrady, ale pro účely této výpočtové analýzy bude hodnocena napjatost jednotlivých částí celého systému pouze do okamžiku, než dojde k tomuto "vykloubení". Lze totiž předpokládat reálnou situaci, kdy v okamžiku přetížení jediného svalu působícího na levé straně čelisti, dojde u svalů na druhé straně ke prudkému snížení jejich stahu (resp. působící síly).

Pro ověření věrohodnosti získaných výsledků bude také hodnocena velikost výsledné reakce v místě uložení dentálního implantátu, která by měla korespondovat s fyziologickou velikostí síly skusu.



Obrázek 7.14: Ukázka vazbových podmínek zavedených pro analýzu individuální náhrady dolní čelisti: a) model úponu svalu m. temporalis, b) model úponu svalu m. masseter, c) model úponu svalu m. pterygoideus med., d) uchycení svalu m. masseter na náhradě dolní čelisti, e) oblast uložení kondylu zbývajících části dolní čelisti, f) uchycení šroubu do kosti, g) uchycení šroubu v náhradě kloubní jamky, h) oblast uložení kloubní jamky.

Výsledky

Analýza šroubového spoje zubního implantátu

Z výsledků provedených výpočtových analýz vyplývá, že u žádné části modelu dentálního implantátu (abutment-fixační šroub-individuální náhrada) nebylo dosaženo mezních hodnot při zatížení silou $F=450$ N. Výsledky jsou patrné z Obr. 7.15 a Obr. 7.16. Při zatížení působící silou v **rovině x-z** byly zjištěny největší velikosti redukovaných napětí σ_{red} na jednotlivých částech modelu: abutment $\sigma_{red}=755.5$ MPa, fixační šroub $\sigma_{red}=868.2$ MPa a ind. náhrada $\sigma_{red}=426.1$ MPa.

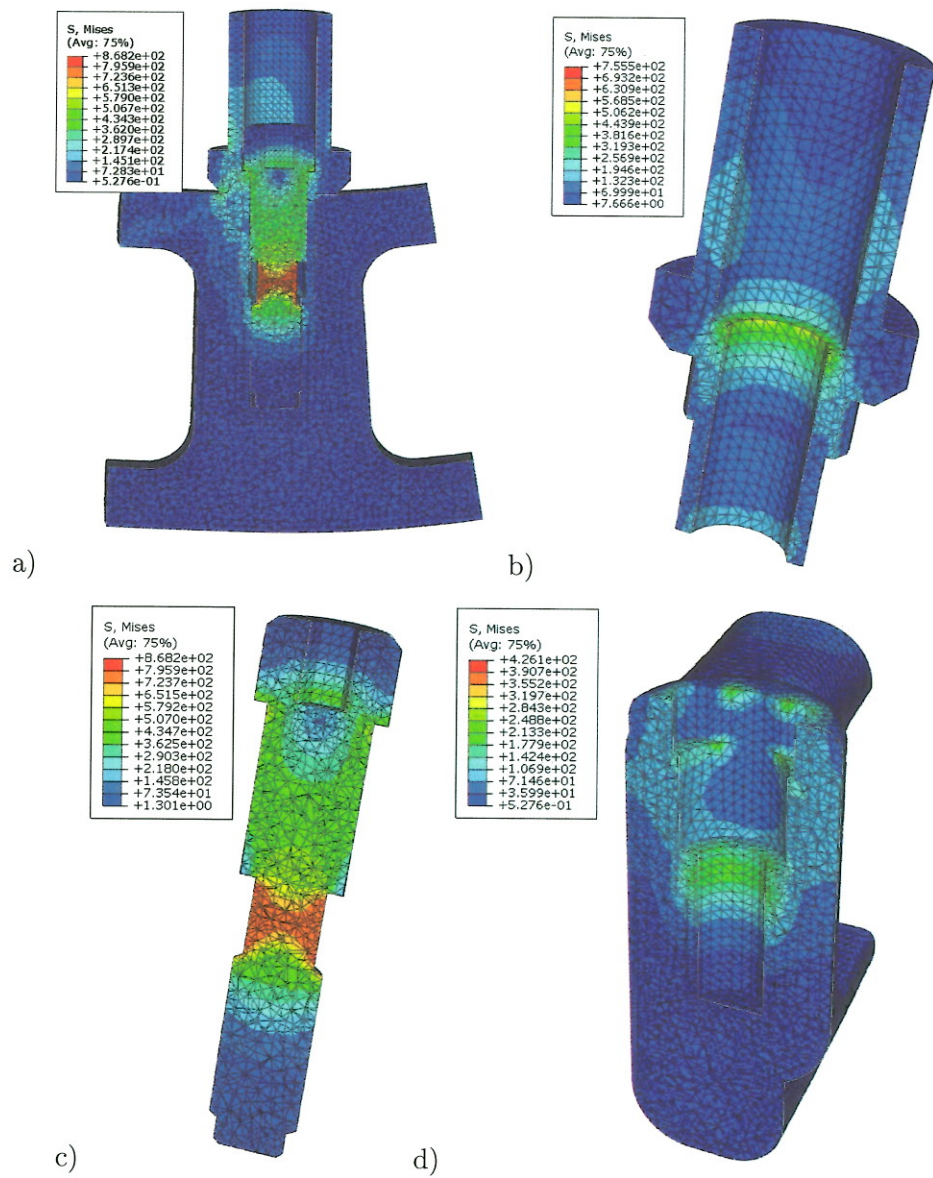
Při zatížení působící silou v **rovině y-z** byly zjištěny největší velikosti redukovaných napětí σ_{red} na jednotlivých částech modelu: abutment $\sigma_{red}=723.9$ MPa, fixační šroub $\sigma_{red}=871.4$ MPa a ind. náhrada $\sigma_{red}=515.6$ MPa. Podle předpokladů je nejnamáhanější součástí tohoto systému předepnutý fixační šroub u kterého se hodnota maximálních napětí σ_{red} poměrně značně přiblížila mezi kluzu σ_k materiálu Ti6Al4V ELI.

Analýza individuální náhrady dolní čelisti

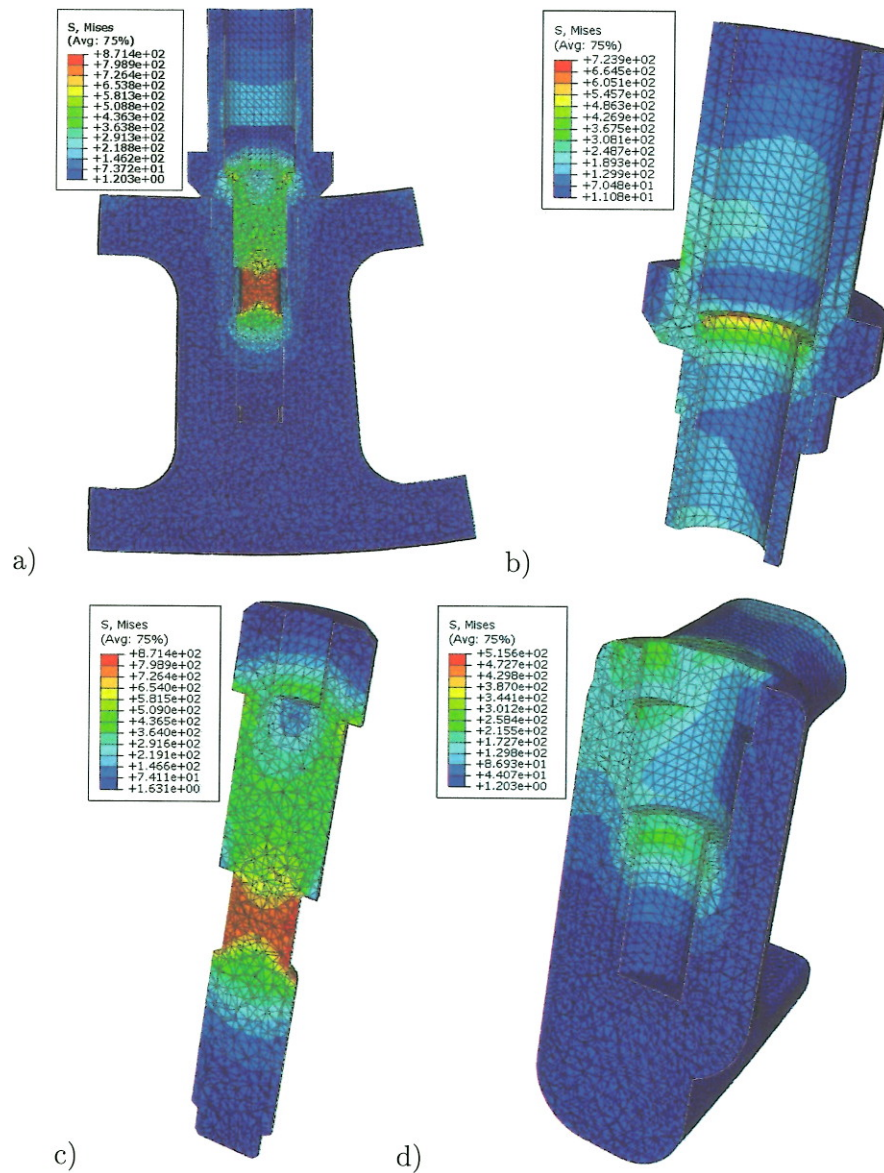
Z výsledků provedené výpočtové analýzy individuální náhrady dolní čelisti vyplývá, že při zatížení odpovídající dolní mezi hodnoty maximální síly fyziologického skusu $F_{skus}^{max}=150$ N nebylo u žádné části modelu (kloubní jamka-náhrada kloubní jamky- náhrada dolní čelisti-zbývající část dolní čelisti-dentální implantáty-fixační šrouby) dosaženo mezních hodnot. Výsledky jsou patrné z Obr. 7.17, Obr. 7.19 a Obr. 7.18. Při této velikosti zatížení je kondyl náhrady dolní čelisti stále v kontaktu s náhradou kloubní jamky a tudíž ještě nedošlo k "vykloubení" náhrady vlivem asymetrického zatížení.

Při zatížení celého systému svalovými silami, jejichž velikost odpovídá velikosti fyziologického skusu byly zjištěny největší velikosti redukovaných napětí σ_{red} na jednotlivých částech modelu: náhrada kloubní jamky $\sigma_{red}=19.0$ MPa, kostní tkáň kloubní jamky $\sigma_{red}=101.6$ MPa, šrouby fixující náhradu kloubní jamky ke kostní tkáni $\sigma_{red}=54.6$ MPa, zbývající část dolní čelisti $\sigma_{red}=94.2$ MPa, šrouby fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni $\sigma_{red}=880.1$ MPa, náhrada dolní čelisti $\sigma_{red}=598.4$ MPa, abutmenty zubních implantátů $\sigma_{red}=101.4$ MPa a fixační šrouby zubních implantátů $\sigma_{red}=284.9$ MPa.

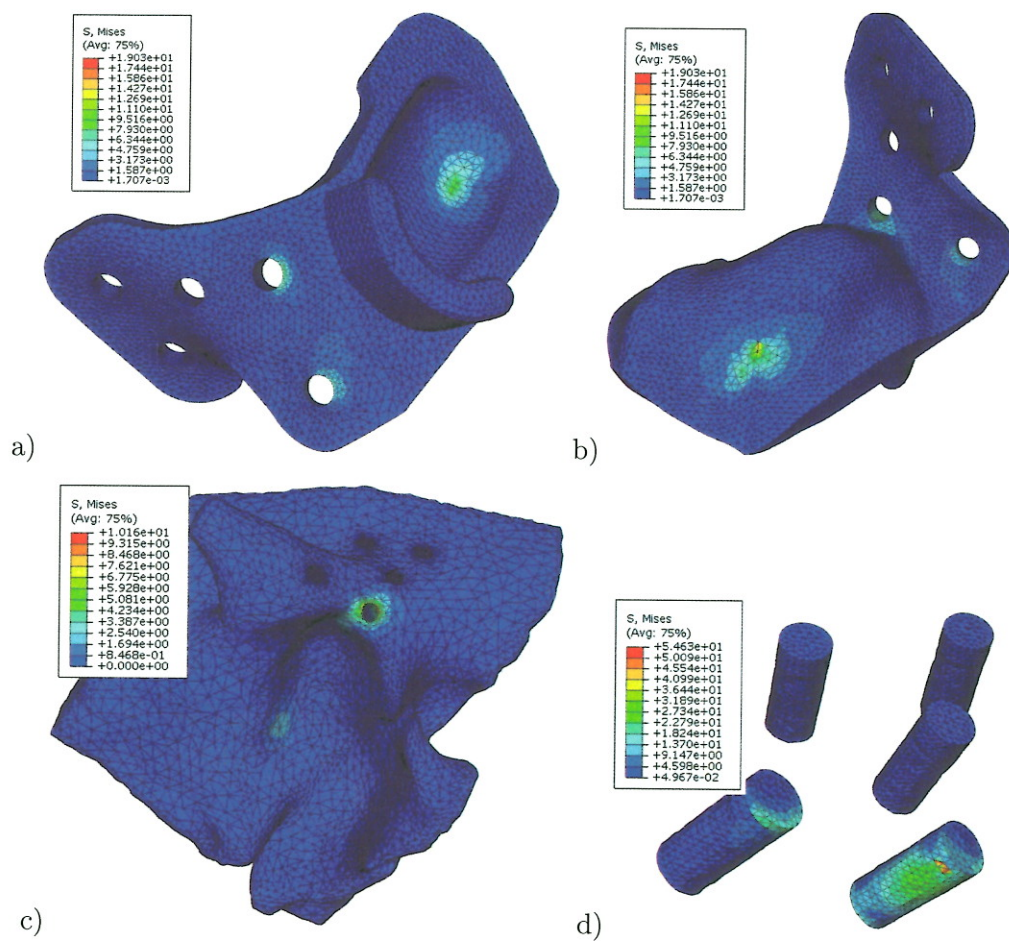
Jako nejvíce zatížená část celého modelu se ukázal jeden ze šroubů fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni, kde hodnota redukovaných napětí σ_{red} byla stejná jako hodnota meze kluzu σ_k . Zatížení těchto šroubů je ve shodě s namáháním individuální náhrady dolní čelisti a kloubní jamky, ovšem absolutní hodnota výsledného napětí je ovlivněna hrubostí sítě a zvolenými vazbovými podmínkami. Jedná se pouze o "parazitické" napětí, protože této maximální hodnoty bylo dosaženo pouze v jediném elementu. Okolní elementy vykazují hodnoty napětí podstatně menší (cca 750 MPa). U všech zbývajících částí modelu se hodnoty vypočtených napětí pohybují pod mezními hodnotami daných materiálů.



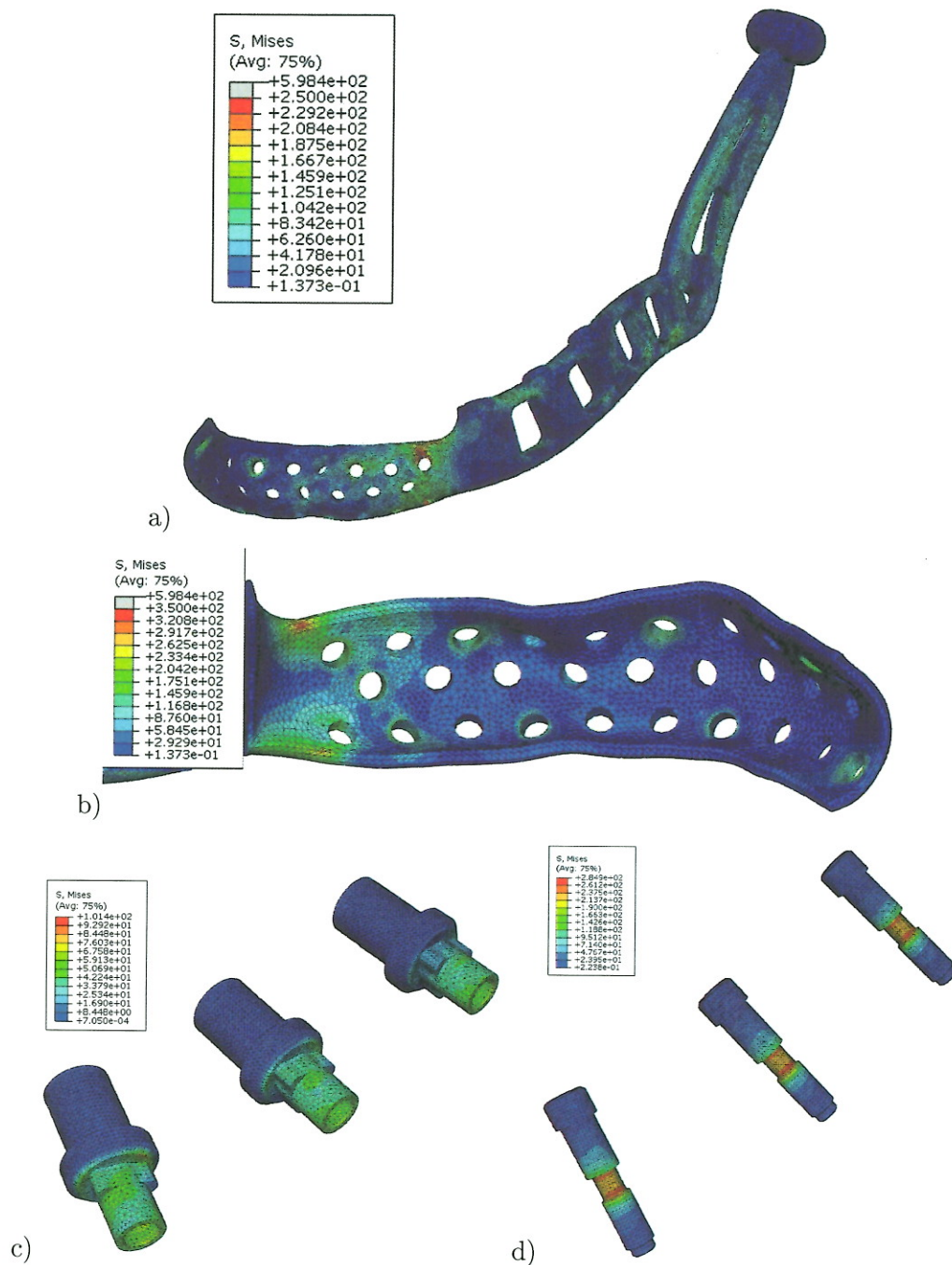
Obrázek 7.15: Velikost redukovaných napětí σ_{red} [MPa] ve šroubovém spoji dentálního implantátu při zatížení silou $F=450$ N skloněnou o úhel 30° a působící v rovině x-z: a) řez modelem, b) abutment, c) fixační šroub, d) individuální náhrada.



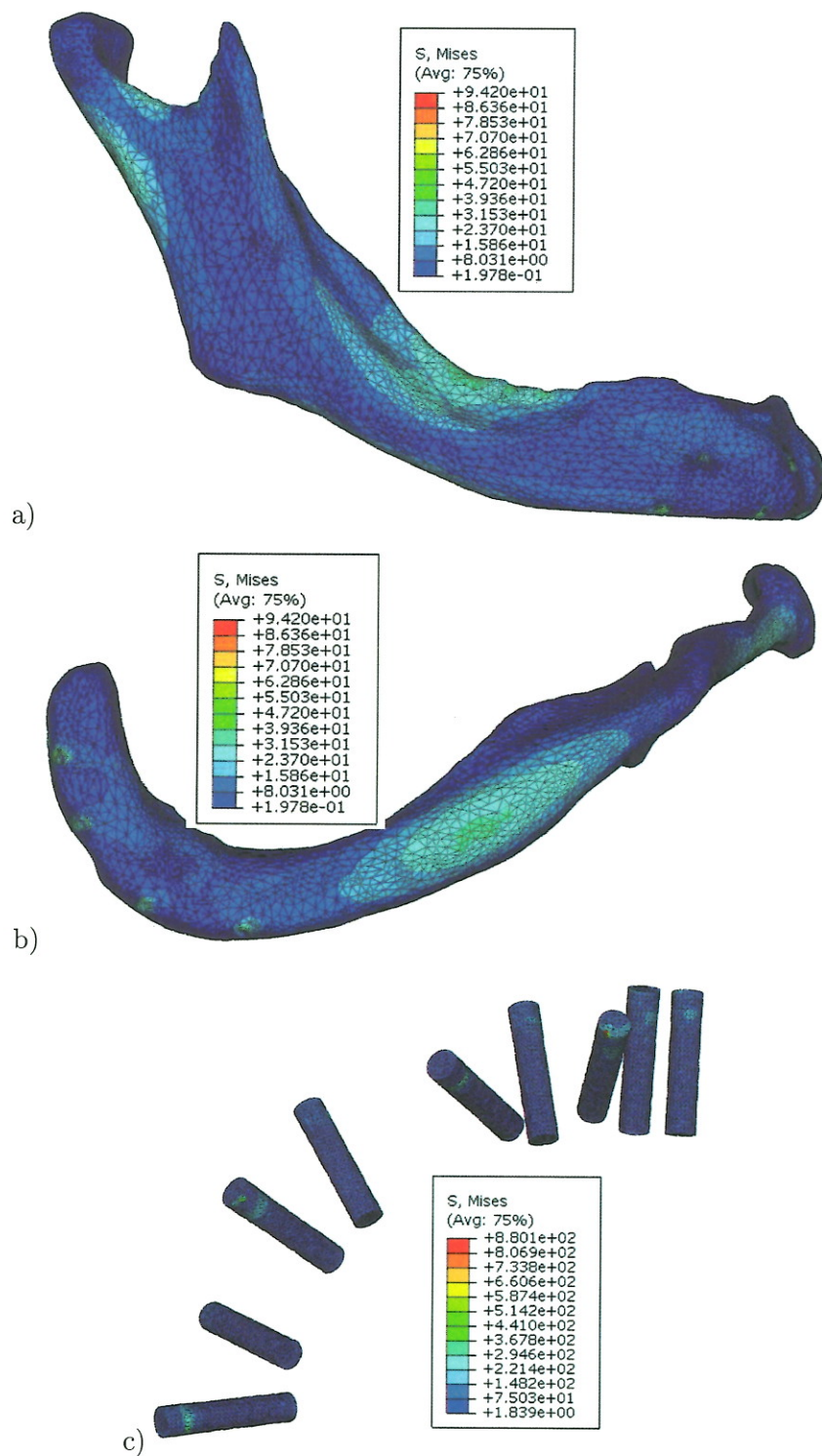
Obrázek 7.16: Velikost redukovaných napětí σ_{red} [MPa] ve šroubovém spoji dentálního implantátu při zatížení silou $F=450\text{ N}$ skloněnou o úhel 30° a působící v rovině y-z: a) řez modelem, b) abutment, c) fixační šroub, d) individuální náhrada.



Obrázek 7.17: Velikost redukovaných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) náhrada kloubní jamky - pohled zespodu, b) náhrada kloubní jamky - pohled seshora, c) kostní tkáň kloubní jamky, d) šrouby fixující náhradu kloubní jamky ke kostní tkáni.



Obrázek 7.18: Velikost redukovaných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) individuální náhrada dolní čelisti - pohled zředu, b) individuální náhrada dolní čelisti - pohled zezadu, c) abutmenty zubních implantátů, d) fixační šrouby zubních implantátů.



Obrázek 7.19: Velikost redukovaných napětí σ_{red} [MPa] při skusu o síle $F=153.3$ N: a) zbývající část dolní čelisti - pohled z boku, b) zbývající část dolní čelisti - pohled zespodu, c) šrouby fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni.

Diskuse a závěr

Analýza šroubového spoje zubního implantátu: Při této výpočtové analýze byl model dentálního implantátu zatížen vnější silou $F=450$ N skloněnou pod úhlem 30° od svislé osy. Z výsledků je patrné, že maximální napjatost ve fixačním šroubu se blíží mezní hodnotě meze kluzu σ_k . Na tomto místě je ovšem třeba mít na zřeteli volbu okrajových podmínek a zatížení modelu.

Hlavním faktorem, který ovlivňuje napjatost fixačního prvku je velikost osově síly F_o , kterou jsme získali ze vztahu (7.2). Její velikost ovšem výrazným způsobem ovlivňuje součinitel tření f , jehož reálná velikost není známa. Proto, aby získané výsledky těchto analýz byly v oblasti bezpečnosti byla volena vždy ta nejnepríznivější varianta (tj. $f=0.15$). Z tohoto důvodu lze předpokládat, že velikost předepnutí fixačního šroubu bude nižší a tím samozřejmě dojde i ke snížení jeho celkové napjatosti.

Druhým faktorem, který se výrazným způsobem podílí na napjatosti fixačního šroubu je velikost působící síly. Ačkoliv byla její velikost volena jako maximální fyziologická síla skusu (ačkoliv obvyklá síla při žvýkání je cca 3x menší), lze oprávněně předpokládat, že pacient s ohledem na rozsah resekce žvýkacích svalů, kterou podstoupil během léčby, nebude nikdy schopen této síly dosáhnout. Na základě těchto informací a s ohledem na výsledky provedených analýz je možné oprávněně předpokládat, že dentální implantát bude schopen spolehlivě přenést fyziologické zatížení vyvolané pacientem při žvýkání a skusu.

Analýza individuální náhrady dolní čelisti: Při této výpočtové analýze byl model individuální náhrady dolní čelisti a kloubní jamky zatížen svalovými silami, jejichž velikost odpovídá dolní mezi hodnoty maximální síly fyziologického skusu $F_{skus}^{max}=150$ N. V žádné části modelu nedošlo k překročení mezních hodnot napětí pro jednotlivé materiály, nicméně u jednoho šroubu fixujícího náhradu dolní čelisti se hodnota redukovaných napětí σ_{red} v jednom elementu rovnala velikosti meze kluzu σ_k . V tomto případě se ovšem jedná o "parazitické" napětí, které bylo způsobeno použitými vazbovými podmínkami a hustotou sítě, protože hodnoty redukovaných napětí u elementů v blízkém okolí byly podstatně nižší (cca 750 MPa).

Hlavním faktorem, který zcela zásadním způsobem ovlivnil výsledky získané z výpočtové analýzy modelu individuální náhrady dolní čelisti byl způsob zatížení celého systému. S ohledem na nemožnost zavedení reálných silových účinků byly zavedeny maximální možné hodnoty působících svalových sil získaných z odborné literatury. Pro potřeby hodnocení spolehlivosti a únosnosti individuální náhrady dolní čelisti a náhrady kloubní jamky byly použity pouze výsledky výpočtů, které odpovídaly dolní mezi hodnoty maximální síly fyziologického skusu $F_{skus}^{max}=150$ N. Zde lze ovšem oprávněně předpokládat, že pacient po tak rozsáhlé resekci žvýkacích svalů není schopen takovou sílu vůbec vyvinout.

Jako nejslabší článek celého systému se jeví šrouby, fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni, kde v případě zcela extrémního přetížení náhrady může dojít k vytržení šroubů z kosti. Tato situace může být aktivně zlepšena, spolu se současným snížením napjatosti těchto fixačních šroubů, zvýšením jejich počtu při vlastní fixaci náhrady.

Na závěr této výpočtové zprávy lze shrnout výsledky provedených výpočtových analýz individuální náhrady dolní čelisti, náhrady kloubní jamky a jejich částí do několika stručných závěrů:

- Při zatížení náhrady silou odpovídající dolní mezi hodnoty maximální síly fyziologického skusu $F_{skus}^{max}=150$ N nedojde v žádné části celého systému k překročení mezních hodnot daných pro jednotlivé konstrukční či biologické materiály.
- Uvažovaná zatěžovací síla $F_{skus}^{max}=150$ N byla zvolena jako mezní, protože lze oprávněně předpokládat, že pacient po tak rozsáhlé resekcii žvýkacích svalů není schopen takovouto sílu vůbec vyvinout.
- Nejvíce zatíženou částí celého systému jsou šrouby fixující náhradu dolní čelisti ke kostní tkáni. Zde by bylo optimální použít při vlastní implantaci větší počet šroubů pro fixaci, než byl použit ve výpočtové analýze. Zvýšením jejich počtu dojde ke snížení zatížení jednotlivých šroubů a samozřejmě i kostní tkáně do které jsou zašroubovány.

Kapitola 8

Individuální 3D náhrady skeletálních defektů

Problematika rekonstrukční chirurgie obličeje a čelistí je velmi rozsáhlá, složitá a vyžaduje neustálé úsilí k propracování a zavádění nových léčebných postupů k obnově tvaru a funkce orofaciální oblasti a to zejména s ohledem k postiženému. Přitom nejde jen o obnovení mechanického charakteru funkcí, souvisejících s úpravou fyziologických pochodů dýchacího a zažívacího traktu, fonace, sensorických funkcí zraku, čichu a sluchu. Stejně významné a mnohdy prioritní, podle závažnosti postižení, jsou funkce, které plní obličej v komunikaci člověka s jeho společenským okolím. Každá změna nebo porucha tvaru a funkce v obličejové části zpětně působí na psychiku v mnohem větší míře, než je tomu u jiných částí těla právě z výše uvedených důvodů. Výsledný kosmetický efekt chirurgického zásahu v orofaciální oblasti mává pro jedince zásadní význam pro celý jeho další život, pro jeho funkci a uplatnění ve společnosti, tedy pro uzdravení v pravém slova smyslu. Hledají a zavádějí se takové chirurgické postupy, které jsou vysoce efektivní a které co nejméně zatěžují nemocného. Vývoj léčby a možnosti rekonstrukce čelistních a obličejových defektů má své zvláštnosti, které souvisejí s rozvojem medicíny a technických věd. Odstranění určitých defektů obličejové kostry je předpokladem k obnovení funkce, stability a vzhledu postižené oblasti. Jednou z možností vytváření zevního obrysu je prosté doplnění na žádoucí tvar tzv. augmentace. Kromě autologního kostního transplantátu (implantát pocházející od téhož jedince, ale z jiného místa), který je pro většinu případů ideálním řešením, mají stále větší prioritu kostní náhrady. Možnost syntetického implantátu v indikaci estetické kontury obličejové kostry byla shledána jako přijatelné operační řešení především pro nemocné bez funkčních poruch, u kterých je výsledek užití jiné metody sporný. Jsou přínosem zejména pro případy, kde jiný operační přístup není možný nebo by představoval nepřiměřenou zátěž. Výsledkem je dosažení jednodobou operací a jejich největší předností proti autolognímu štěpu je užití bez vzniku sekundárního defektu ve zdravé tkáni, které nebylo stávajícím onemocněním postiženo. Pro svou jednoduchost je tento postup výhodný zejména u pacientů vyčerpaných předchozí léčbou, kteří ale nejsou smířeni s dosaženým efektem. Požadují zlepšení, avšak zamítají operaci spojenou s vyšším rizikem a nemocností. Nezatěžující výkon s nízkými náklady, kterým je užití náhrady, jim tak může pomoci zvýšit kvalitu života.

V současné době se v klinické praxi u nás i ve světě využívají, jak bylo výše zmíněno, především autologní kostní implantáty. Rozvoj použití implantátů ze syntetických biomateriálů brzdí problém jejich výroby. Problematika návrhu a výroby individuálních (custom made) implantátů byla řešena v rámci grantového projektu GAČR 106/07/0023: "Aplikace syntetických biomateriálů pro náhrady obličejové části skeletu lebky" ve spolupráci s pracovištěm Laboratoře biomechaniky člověka, ČVUT v Praze. Z této dlouhodobé spolupráce vznikl komplexní metodika návrhu individuálních náhrad a jejich výroby (viz kapitola 8.1).

8.1 Metodika návrhu a výroby individuálních náhrad

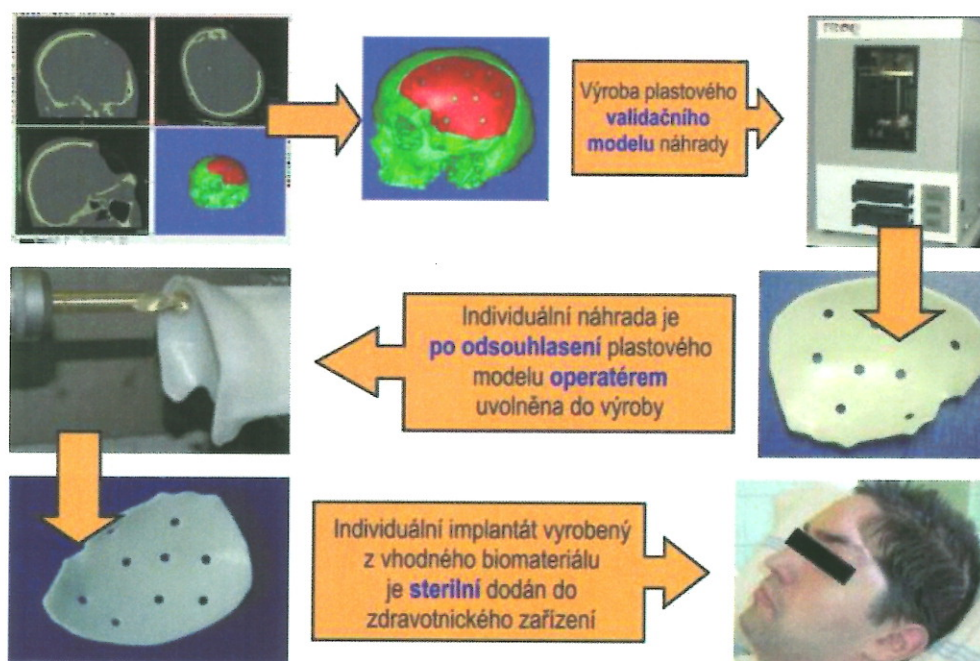
Pro úspěšný návrh a výrobu individuálních náhrad je zcela nepostradatelná úzká spolupráce mezi lékaři, výrobcem a pacientem. Vhodná indikace pacienta s kostním defektem a následné provedení CT snímkování bylo provedeno na pracovišti Stomatologické kliniky 1LF UK a VFN v Praze. Tvar kostní náhrady by měl jednak odpovídat co nejvíce fyziologické anatomii pacienta, ale zároveň vyhovovat i nárokům plynoucím z operačního postupu a způsobu implantace. Tyto nepostradatelné konzultace při optimalizaci tvaru individuálních náhrad byly provedeny opět ve spolupráci s klinickými lékaři.

Metoda návrhu a výroby individuálních náhrad spočívá ve zpracování a přenosu dat z dostupných diagnostických zobrazovacích metod (CT a MRI) a jejich následnou transformaci do 3D geometrických modelů. Z takto vytvořených 3D modelů defektu lze provést s dostatečnou přesností tvarovou rekonstrukci defektu a následně i návrh individuálního implantátu. Model defektního místa pro potřeby plánování operačního zákroku lze vyrobit pomocí technologie rapid prototyping (RPT) a vlastní implantát pomocí dostupných konvenčních CNC obráběcích metod (CAD/CEM).

Geometrie individuálních náhrad byly vytvořeny na základě modelů defektu získaných ze souboru CT snímků jednotlivých pacientů. Modely defektů kosti jsou vytvořeny v Laboratoři biomechaniky člověka, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, pomocí segmentace obrazových dat provedené v programu Mimics® 12 (Materialise) [4]. Optimální kvalita CT snímků je požadována s rozlišením 512 x 512 a vzdálenost jednotlivých řezů max. 1 mm. Následné úpravy tvarů individuálních náhrad jsou prováděny pomocí modelovacího programu Rhinoceros® a dále verifikovány spolu s operátorem na plastovém modelu poškozené skeletální části vytvořeném pomocí technologie Rapid Prototyping v Laboratoři biomechaniky člověka. Konečné geometrické modely individuálních augmentací jsou exportovány do souboru ve formátu STL, na základě kterého je provedena finální výroba náhrady.

Pro výrobu individuálních náhrad jsou s ohledem na zdravotní a technologické požadavky dostupné materiály kovové (titan Ti_6Al_4V ELI, chirurgická ocel) a plastové (PEEK, UHMWPE, Medpor). Individuální náhrady vyrobila strojírenská firma DUO CZ, s.r.o. ve spolupráci s firmami MEDIN Orthopaedics, a.s. a ELLA-CS s.r.o. a to z plastových materiálů UHMWPE Chirulen 1020 (MediTech) a z titanové slitiny Ti_6Al_4V ELI, která se standardně používá pro náhrady kloubních implantátů. Nevýhodou použití materiálu UHMWPE pro výrobu individuálních náhrad je, že tento materiál je zcela inertní (pokud není speciálně upraven jeho povrch) a proto nedochází k osseointegraci náhrady s kostní tkání. V klinické praxi jsou někdy pro výrobu takovýchto náhrad používány i další plastové materiály (PEEK a Medpor), které jsou schopny i osseointegrace.

Tyto materiály mají ale i své nevýhody, kvůli kterým je jejich použití pro kompenzaci velkých defektů omezené. Plastový materiál Medpor má poměrně malou pevnost a proto jej nelze použít k výrobě náhrad, které jsou mechanicky zatěžované, či jejich velikost je příliš velká. Dalším materiálem vhodným pro výrobu individuálních náhrad je PEEK, který po povrchové úpravě umožňuje osseointegraci s kostní tkání a zároveň má vysokou pevnost. Jeho nevýhodou je ovšem značná pořizovací cena (20x vyšší než UHMWPE). Volba použitého materiálu musí proto vždy respektovat velikost defektu, případné silové zatížení a způsob implantace.



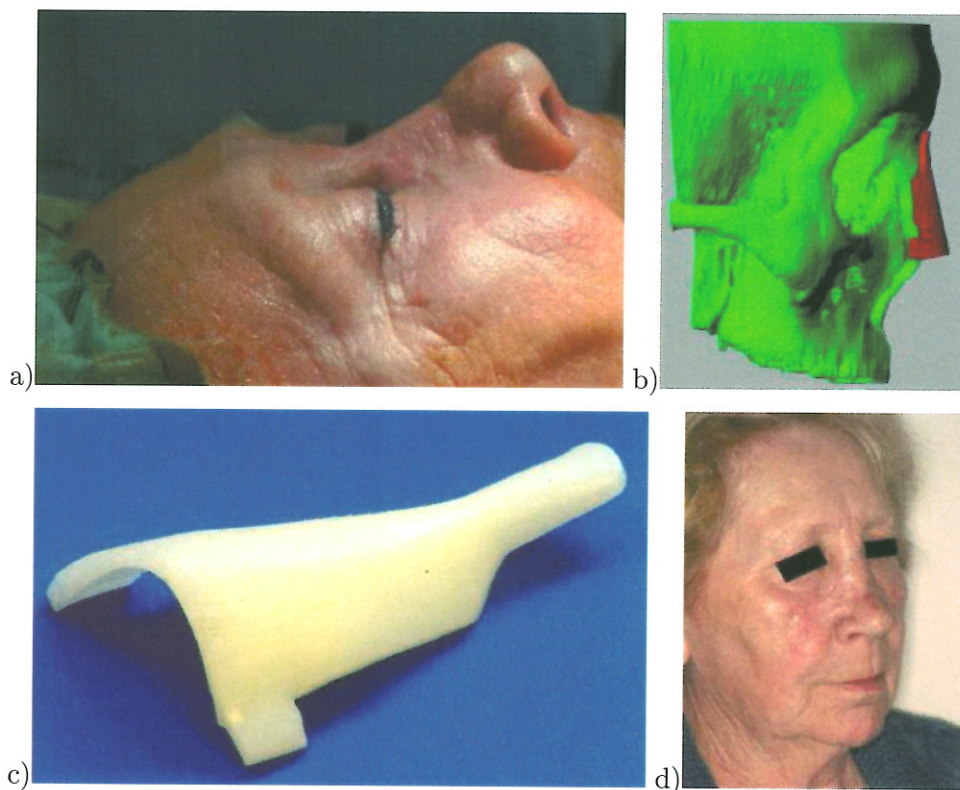
Obrázek 8.1: Schéma výrobního postupu při výrobě custom made implantátů.

Základním vstupem pro výrobu byl datový soubor 3D modelu individuální náhrady. Pomocí objemového modeláře v programu CAD (Computer Aided Design) byly určeny rozměry a poloha polotovaru spolu s upínacími pomůckami umožňujícími efektivní upnutí materiálu. Vlastní obráběcí program pro CNC (Computer Numerical Control) zařízení vznikl v programu CAM (Computer Aided Manufacturing) vygenerováním NC kódu pomocí post-processoru, který byl následně odladěn na konkrétní obráběcí stroj. Finální náhrady jsou vyrobeny klasickým třískovým obráběním na 4 - osém obráběcím centru.

8.2 Klinická aplikace individuálních náhrad: vybraná ka- zuistická sdělení

8.2.1 Příklad 1: Defekt os nasale

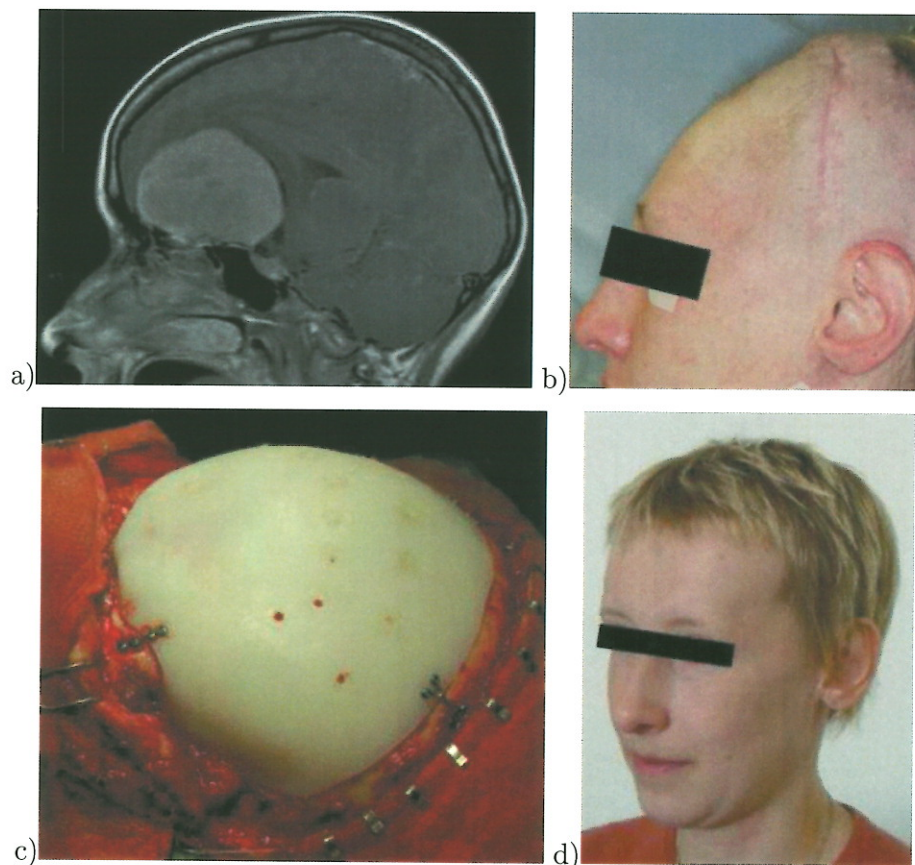
Pacientka v lednu 2008 prodělala při pádu na kámen ztrátovou zlomeninu nosní kosti s deformací nosního septa (viz Obr. 8.2a). Pomocí počítačové tomografie byl předem zhotoven individuální implantát nosní kosti z materiálu Chirulen 1020 (UHMWPE). Mobilizací měkkých tkání kořene a křídel nosu bylo vytvořeno lože pro vložení výše zmíněného implantátu, který byl po adaptaci fixován mikrošroubem 6 mm dlouhým k frontální kosti. Následně byly pomocí transkutánního matracového stehu formovány měkké tkáně nosních křídel.



Obrázek 8.2: a) defekt kosti nosní, b) geometrický model náhrady, c) custom made implantát, d) pacientka 12 týdnů po operaci.

8.2.2 Příklad 2: Defekt os frontale a os temporale

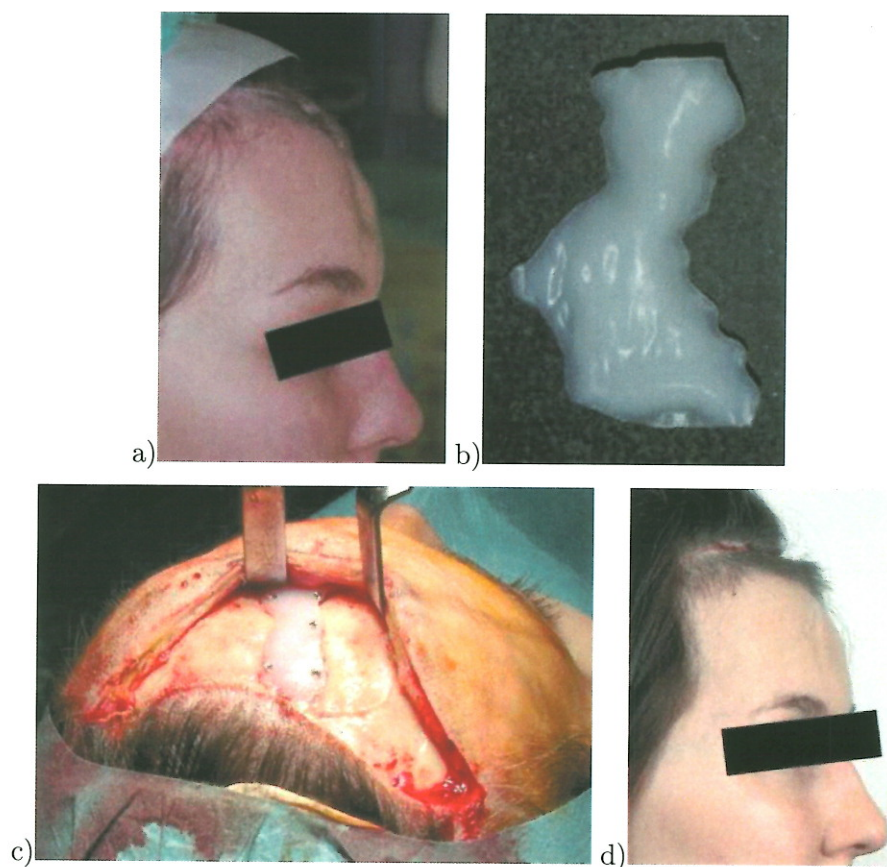
V roce 2007 se dostavila k vyšetření na Neurochirurgickou kliniku 1. LFUK a ÚVN v Praze 33-letá žena v 37. týdnu gravidity pro deterioraci psychických funkcí a příznaky syndromu nitrolební hypertenze (bolesti hlavy, zvracení). Zobrazovacími metodami byl zjištěn objemný meningiom na bázi přední jámy lební, rozměry 76 x 58 x 57 mm, s velkým kolaterálním edémem mozku (viz Obr. 8.3a). Jelikož odstranění nitrolebního nádoru v podobné situaci je obvykle fatální, byla z vitální indikace provedena zevní dekomprese: byla odstraněna oboustranně čelní a spánková kost a otevřena široce tvrdá plena. Po tomto výkonu se ihned upravila reakce zornic, následně po protiedémové léčbě na umělé ventilaci se zlepšil CT nálezn (uvolnil se mozkový kmen) a obnovovalo se vědomí. Teprve šestý den po dekompresi bylo možné přikročit k radikální resekcí nádoru. I nadále pak pokračoval protiedémový ventilační režim. Za další dva týdny byla provedena kranioplastika pomocí kostního cementu, tj. rozsáhlý kostní defekt byl vymodelován z akrylátové pryskyřice. Během hojení došlo k zánětlivé infiltraci augmentátu a proto byl cementový implantát odstraněn, což byl jediný účinný způsob jak situaci vyřešit. Následně se zánět zhojil. Nový implantát byl vyroben z bloku vysokomolekulárního polyetylénu Chirulen 1020 a přiadaptován k lebce pomocí samopřezných titanových šroubků.



Obrázek 8.3: a) MRI snímek nádoru v mozku, b) pacientka s kostním defektem před implantací náhrady, c) implantovaná custom made náhrada, d) pacientka 6 měsíců po operačním zákroku.

8.2.3 Příklad 3: Defekt os frontale

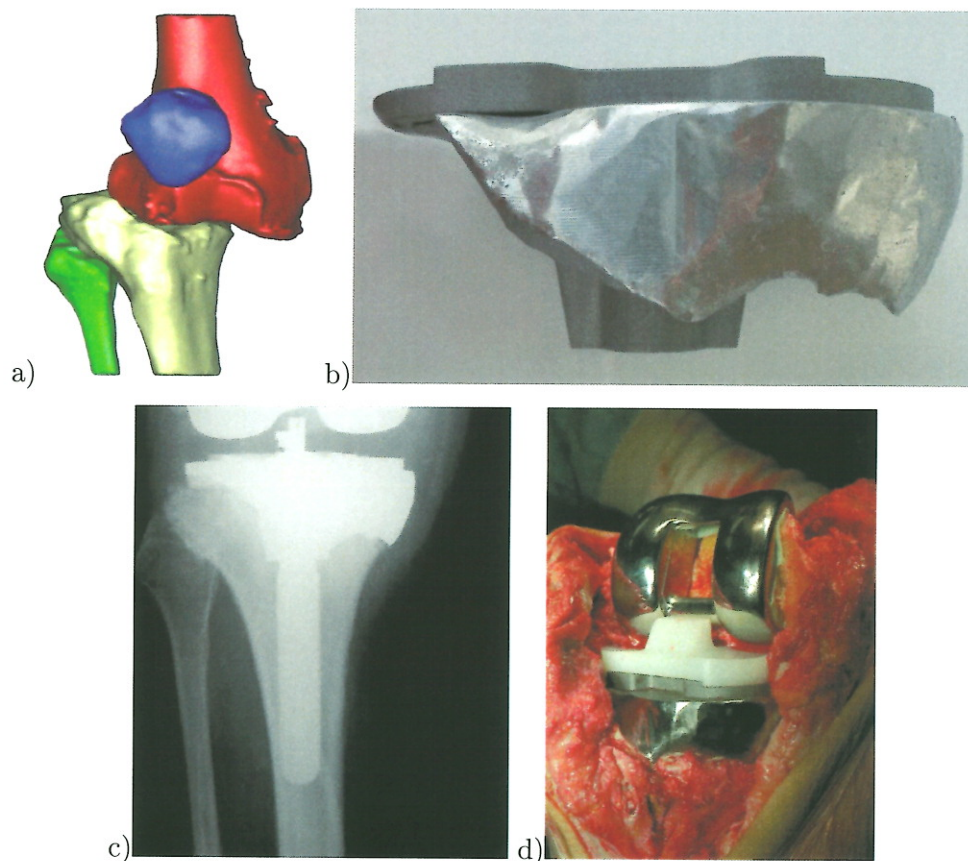
Pacientka v roce 1998 utrpěla jako spolujezdec v osobním automobilu těžké polytrauma mimo jiné s frontobazálním poraněním se ztrátovou frakturou frontální kosti o velikosti cca 7x3x2 cm (viz Obr. 8.4a). Pacientka byla opakovaně léčena konvenčními augmentačními postupy ať již pevnou biokeramickou náhradou krytou resorbovatelnou membránou nebo pomocí bioaktivních kostních granulí oddělených od měkkých tkání resorbovatelnou membránou Bioguide. Z důvodů nevyhovujícího tvaru a charakteru náhrad došlo pravděpodobně k rejekci implantátu a to s následným zjizvením okolních tkání. Nový individuální implantát byl vyroben z bloku vysokomolekulárního polyetylénu Chirulen 1020.



Obrázek 8.4: a) Pacientka s defektem čelní kosti, b) custom made implantát vyrobený z UHMWPE (pohled zespodu), c) implantovaná custom made náhrada přiadaptovaná pomocí kostních šroubků, d) pacientka týden po operačním zákroku.

8.2.4 Příklad 4: Defekt tibiae

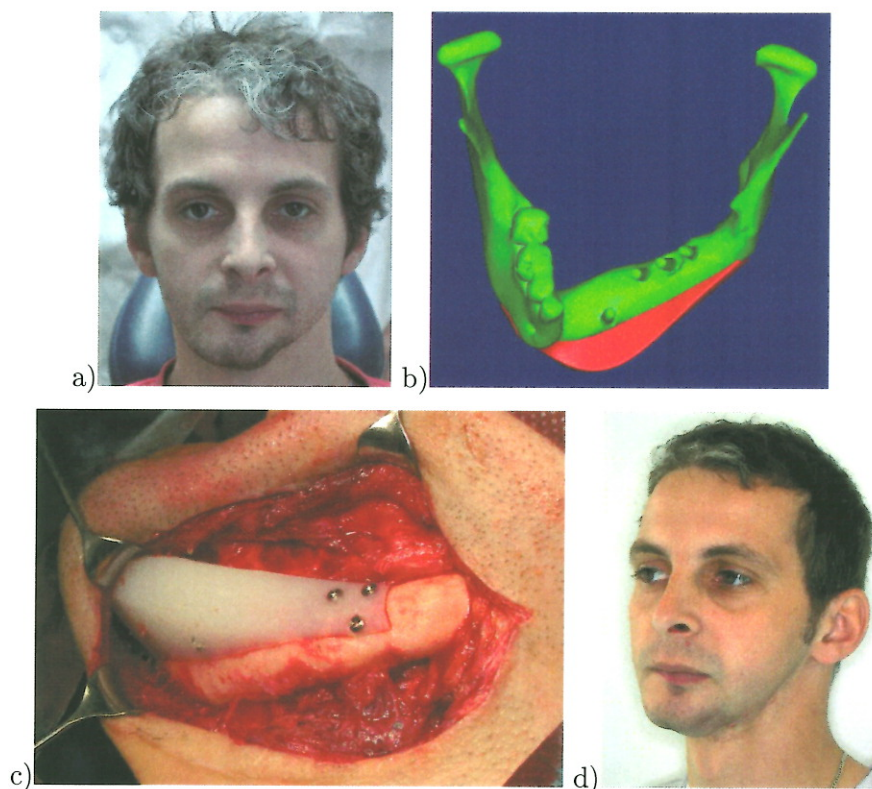
Pacientem je 65-letý muž, více jak dvě desítky let léčený pro psoriatickou artritidu. K ortopedické konzultaci byl odeslán obvodním revmatologem pro 2 roky trvající náplň pravého kolena, těžkou nestabilitu, zejména ve frontální rovině a prohlubující se varózní deformitu. Na RTG snímku byla patrná rozsáhlá destrukce mediálního kondylu tibiae, která v přední části zasahovala i daleko přes střední čáru do kondylu laterálního. Hloubka defektu od úrovně kloubní štěrby byla více než 34 mm. Dále pak symetrické usurace distální části obou kondylů femorálních. CT vyšetření s 3D rekonstrukcí ukázalo skutečný rozsah defektů. Zatímco defekty na femuru bylo možné řešit standardními augmentacemi, hloubka a tvar defektu tibiálního prakticky vylučovala použití běžně dodávaných tibiálních augmentací. Situaci bylo možno řešit kompletně zakázkově zhotoveným implantátem, nebo na míru připravenou tibiální augmentací, adaptovanou na standardně dodávanou tibiální komponentu. Po zvážení všech okolností byla zvolena druhá možnost.



Obrázek 8.5: a) 3D model poškozeného kolena, b) individuální náhrada defektu tibiální kosti s tibiální komponentou náhrady kolena, c) RTG snímky pravého kolene pacienta po operaci s implantovanou umělou náhradou kolene, d) snímek individuální náhrady spolu se standardní umělou náhradou kolenního kloubu.

8.2.5 Příklad 5: Augmentát dolní čelisti

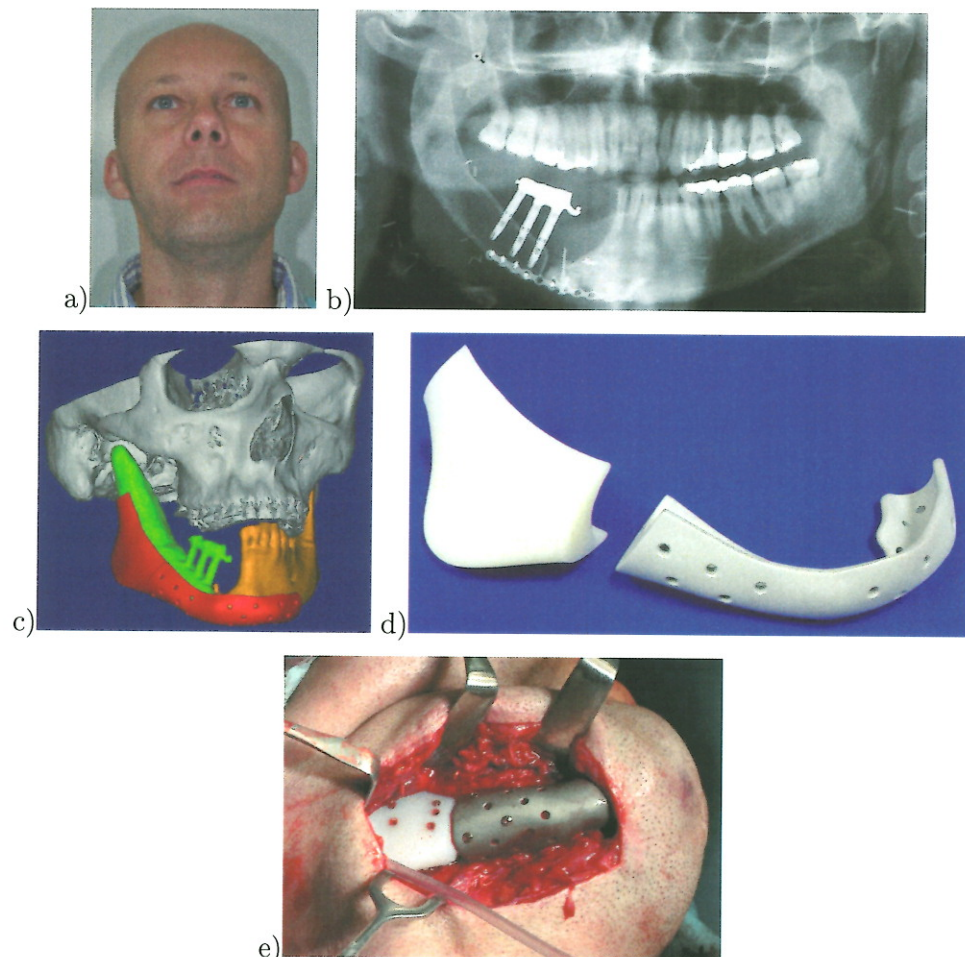
U pacienta T.Š. nar. 1979 byla v roce 2005 provedena resekce těla a částečně i větve dolní čelisti vlevo pro histologicky verifikovaný ameloblastom. V roce 2006 bylo provedeno angiografické vyšetření a následně rekonstrukční výkon kostním štěpem z hřebene kosti kyčelní se zavedením 6-ti kusů implantátů Impladent STI-BIO-C. Vzhledem k přetrvávající asymetrii obličeje bylo v roce 2009 přistoupeno na pracovišti Stomatologické kliniky ILF UK a VFN v Praze k další rekonstrukční fázi vložním individuálně zhotoveného alloplastického implantátu.



Obrázek 8.6: a) Pacient s kosmetickým defektem dolní čelisti, b) geometrický model kostních tkání s 3D náhradou, c) fixace augmentátu, d) pacient 6 měsíců po operaci.

8.2.6 Příklad 6: Individuální dlahu dolní čelisti s augmentátem úhlu

Pacientovi J.K. nar. 1976 byla v prosinci 2002 provedena resekce pravé poloviny dolní čelisti pro osteosarkom s exenterací podčelistního lože. V lednu 2005 byl na pracovišti Stomatologické kliniky 1LF UK a VFN v Praze proveden rekonstrukční výkon vaskularizovaným štěpem z fibuly a následně do něj zavedeny čtyři nitrokostní implantáty doplněné protetickou sanací. V prosinci 2006 byla poprvé provedena osteosyntéza nepříhojeného mesiálního konce kostního transplantátu (z důvodu vzniku vazivového svalku mezi kostním štěpem a zbylé části mandibuly) prefabrikovanou mini-plate dlahou. V lednu 2007 dle kontrolního RTG vyšetření byla patrná ruptura dlahy mini-plate a proto bylo přistoupeno k reosteosyntéze. Vzhledem k těmto opakovaným frakturám v průběhu dalších dvou let bylo navrženo zhotovení funkční individuální dlahy dolní čelisti z titanové slitiny spolu s korekční plastovou náhradou úhlu dolní čelisti.



Obrázek 8.7: a) Pacient s kosmetickým defektem dolní čelisti, b) RTG snímek dolní čelisti pacienta (šipka ukazuje místo zlomení původní dlahy), c) geometrický model kostních tkání s individuální dlahou a augmentátem, d) vyrobená individuální dlahu ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ ELI) a augmentát (UHMWPE), e) fixovaná dlahu a augmentát při operaci.

Kapitola 9

Diskuse

9.1 Experimentální měření

V rámci řešení mé disertační práce jsem provedl několik nezávislých experimentálních měření: využití dynamické MRI k diagnostice TMK, vyšetření TMK pomocí termografie a léčba TMP biostimulačním laserem. Diskuse k výsledkům a metodě jednotlivých provedených měření jsou uvedeny v příslušných kapitolách (viz kapitola 5.2, příloha C.5).

9.2 Biomechanika čelistního kloubu

Specializované poradny zabývající se léčbou poruch čelistního kloubu využívají v současnosti převážně konzervační typ terapie. Účinnost této terapie je závislá na funkční biomechanice čelistního kloubu. Biomechanika TMK však není současné době popsána v žádné mezinárodní studii, která by poskytla detailní hodnocení a analýzu všech biomechanických aspektů. Detailní analýza biomechaniky čelistního kloubu slouží jedinečným způsobem jako podklad k vytvoření individuální náhrady čelistního kloubu.

V rámci plnění cílů této disertační práce bylo provedeno několik experimentálních měření (stanovení kinematiky dolní čelisti a TM disku) a numerické MKP analýzy (zatížení fyziologického kloubu a vliv operačního zákroku při implantaci totální náhrady TMK na zatížení druhostranného kloubu). Podrobné diskuse k výsledkům a použité metodice jsou uvedeny v příslušných kapitolách (viz kapitola 6.3.3, kapitola 6.4.3 a kapitola 6.5.3).

9.3 Totální endoprotéza čelistního kloubu

Náhrada čelistního kloubu ve smyslu totální endoprotézy se v současné době v ČR provádí ve velmi omezené míře a to z důvodu absence optimální funkčnosti dodávaných zahraničních náhrad, které plně nerespektují fyziologii TMK. Doposud vyráběné zahraniční náhrady jsou konstruovány jako prefabrikáty, čímž jsou jejich výrobní náklady sice nižší (pozn. *přesto je jejich cena vyšší než individuální náhrada vyrobená v ČR, která mnohem lépe respektuje fyziologii TMK*), ale na druhou stranu jejich konstrukce nekomponuje zcela s anatomickými souvislostmi u jednotlivých pacientů. Dalším důvodem

omezené klinické aplikace těchto náhrad je malé množství pacientů s vhodnou indikací pro tento typ náhrad. Obecně lze říci, že metodou první volby při léčbě temporomandibulárních poruch je v současnosti celosvětově považována konzervativní terapie. Z výše uvedených důvodů se k ireversibilní chirurgické léčbě (implantace endoprotézy) přistupuje až po vyčerpání všech konzervativních léčebných možností. Vývoj a využití totální endoprotézy čelistního kloubu by byl značným přínosem v případech kdy se konzervativní terapie jeví jako neúčinná a jediným řešením je přistoupení k jednomu z typů invazivní terapie, která z důvodu absence endoprotézy čelistního kloubu nemohla být plně využita.

Nově navržená individuální endoprotéza čelistního kloubu, jež byla detailně popsána v této práci (viz kapitola 7), se snaží optimalizovat funkční zatížení díky přesné adaptaci k tkáňovým strukturám. Tím odpadá nutnost radikální resekcce tkání při implantaci náhrady, s čímž souvisí snazší operační výkon a v neposlední řadě i kratší pooperační rehabilitační terapie. Konstrukce náhrady byla navržena se snahou o zajištění optimální fyziologické funkce TMK a snahou o co možná nejjednodušší a nejšetrnější operační postup. Funkčnost a únosnost navržené náhrady byla ověřována pomocí řady MKP analýz. Při těchto numerických simulacích byl ovšem použit zjednodušený model kostní tkáně jako homogenní izotropní materiál. Toto zjednodušení ovšem podle mého názoru nějak neovlivnilo získané výsledky, kde byla sledována odezva implantátu na vnější silové účinky.

Relativní nevýhodou individuálních náhrad z pohledu technologie výroby, je nutnost individuálního přístupu zvláště ke každé náhradě a tím omezené možnosti snížení cenových nákladů. Další nevýhodou se v současné době ukazuje nutnost složité administrativy při řešení individuálních úhrad těchto endoprotézy z veřejného zdravotního pojištění.

9.4 Individuální náhrady kostních defektů

Problematika rekonstrukční chirurgie obličeje a čelisti je velmi rozsáhlá, složitá a vyžaduje neustálé úsilí k propracování a zavádění nových léčebných postupů k obnově tvaru a funkce orofaciální oblasti. Hlavní prioritou je obnovení plné funkce poškozené části těla, ovšem stejně významné a mnohdy ze strany pacienta preferovanější je i obnovení fyziologického vzhledu. Každá změna nebo porucha tvaru a funkce v obličejové části zpětně působí na psychiku v mnohem větší míře, než je tomu u jiných částí těla právě z výše uvedených důvodů. Výsledný efekt chirurgického zásahu v obličejí mívá pro jedince zásadní význam pro celý jeho další život, pro jeho funkci a uplatnění ve společnosti, tedy pro uzdravení v pravém slova smyslu. Hledají a zavádějí se takové chirurgické postupy, které jsou vysoce efektivní a které co nejméně zatěžují nemocného. Odstranění rozsáhlých defektů obličejové kostry je předpokladem k obnovení funkce, stability a vzhledu postižené oblasti. Jednou z možností vytváření zevního obrysu je prosté doplnění na žádoucí tvar tzv. augmentace. Kromě autologního kostního transplantátu, který je pro většinu případů ideálním řešením, mají stále větší prioritu individuální náhrady tvrdých tkání. Možnost aplikace těchto implantátů v indikaci funkční náhrady, která obnoví i fyziologický vzhled pacienta byla shledána jako optimální operační řešení především pro nemocné s rozsáhlými deformitami obličeje v důsledku onkologického onemocnění nebo ztrátového traumatu. Jsou přínosem zejména pro případy, kde jiný operační přístup

není možný nebo by představoval nepřiměřenou zátěž. Výsledku je dosaženo jedinou operací bez nutnosti odběru autologního štěpu z jiné části těla.

Hlavním přínos této moderní a celosvětově uznávané léčby spočívá ve významném omezení invazivní operativy a zároveň vyloučení následných sekundárních operačních zákroků, které souvisí s odběrem tkáňových štěpů z donorových oblastí pacienta. S tím úzce souvisí i markantní snížení finančních nákladů pro jednotlivá zdravotnická zařízení u takto léčených pacientů (dle prvotních kalkulací až o 50% nákladů). I přes primárně vyšší cenu individuálních náhrad je tato metoda léčby celkově významně cenově výhodnější, neboť nejsou nutná další nákladná sekundární operační řešení, která jsou vždy spojená s riziky a následným několika denním pobytem pacienta na oddělení JIP a posléze rehabilitační péči. Současně je tento postup mnohem komfortnější pro pacienta i lékaře a navíc je výsledný efekt výrazně lepší z estetického i funkčního hlediska.

Největší nevýhodou navržené metodiky návrhu a výroby individuálních náhrad je vyšší náročnost technologického a softwarového vybavení výroby. S vlastním návrhem implantátů souvisí nutnost velmi úzké mezioborové spolupráce s technickým specialistou. Současně je nutné splnění náročných legislativních a certifikačních požadavků souvisejících s výrobou zdravotnických prostředků pro dlouhodobou implantaci v ČR a EU. Mezi relativní nevýhodu lze považovat omezenou dostupnost vhodných konstrukčních biomateriálů k výrobě individuálních náhrad. Jako největší nevýhoda se v současné době ukazuje nutnost složité administrativy při řešení individuálních úhrad těchto implantátů z veřejného zdravotního pojištění.

Kapitola 10

Závěr

Hlavním cílem této práce bylo vytvoření návrhu nové konstrukce totální náhrady čelistního kloubu. Pro splnění tohoto cíle bylo třeba navrhnout novou metodiku vývoje kloubní náhrady a to i s ohledem na možnosti její aplikace v klinické praxi. Dílčími cíli mé práce bylo stanovit klasifikaci onemocnění TMK, stanovit algoritmus klinického vyšetření se zařazením vhodných zobrazovacích vyšetřovacích metod. Současně vytvořit biomechanický model TMK, určit kinematiku pohybu TMK a provést MKP analýzu napjatosti TMK. Na základě výstupů z tohoto výzkumu jsem provedl konstrukční návrh nové konstrukce totální náhrady TMK, realizoval jsem rekonstrukci čelistního kloubu pomocí individuálně zhotovené náhrady a navrhl postup vývoje individuálních náhrad skeletálních defektů

Vytyčené cíle mé disertační práce byly splněny podle zadaných cílů a všechny prezentované potvrdily aktuálnost této problematiky ve shodě s aktuální odbornou literaturou v celosvětovém měřítku. Pro splnění cílů této předkládané práce jsem nejprve shromáždil dostupná data pro soubor 253 pacientů s poruchou temporomandibulárního kloubu, přičemž všechna tato data jsem statisticky vyhodnotil. Současně jsem provedl několik nezávislých experimentálních měření: využití dynamické MRI k diagnostice TMK (prezentováno v [86, 87]), vyšetření TMK pomocí termografie, léčba TMP biostimulačním laserem (prezentováno v [43]) a stanovení kinematiky pohybu TMK včetně kloubního disku (prezentováno v [47, 70]). Dalším krokem při řešení mé práce byla analýza a hodnocení všech mechanických souvislostí působících na TMK z pohledu funkční biomechaniky. V této části byl TMK hodnocen jako mechanická soustava poddajných těles, na který působí vnější i vnitřní silové účinky. Pro podrobnou analýzu chování TMK při zatížení a pohybu jsem použil v technické i medicínské praxi stále více používanou metodu konečných prvků (MKP). Pomocí této metody byla provedena řada výpočtových MKP analýz, jejichž cílem bylo zjištění napjatosti a deformace TMK (včetně TM disku) při jeho fyziologickém zatížení (prezentováno v [55, 58]). Dále byl touto metodou hodnocen vliv typu a přístupu operační techniky během implantace totální náhrady TMK na zatížení druhostranného kloubu (prezentováno v [59]). Na základě takto získaných vstupních dat jsem provedl konstrukční návrh prototypu individuální totální endoprotézy TM kloubu. Tento navržený konstrukční návrh byl verifikován z pohledu funkce a pevnostní stability opět podrobnou výpočtovou analýzou pomocí MKP. V průběhu řešení mé práce se ukázala tato navržená metodika návrhu individuální náhrady TMK jako vhodná a klinickou praxí velmi žádaná i pro návrh a výrobu individuálních 3D

náhrad rozsáhlých kostních defektů (prezentováno v [52, 57, 60, 61, 62]). Vzhledem k jedinečnosti (i ve světovém měřítku) a ke značnému přínosu použití těchto individuálních náhrad skeletálních defektů v klinické praxi, jsem rozšířil tuto svou práci i o tento typ unikátních individuálních náhrad.

V první části této práce je uveden stručný přehled anatomických souvislostí a to jak z pohledu morfologického, fyziologického tak i funkčního. V textu je podrobně rozebrána multifaktoriální etiologie temporomandibulárních poruch s mezinárodně uznávaným klasifikačním systémem a současné možnosti diagnostiky a léčby TMP (prezentováno v [45, 56]). Pro snazší orientaci při hledání příčin vzniku poruch čelistního kloubu a následně typu léčebných postupů jsem navrhl anamnestický dotazník pro pacienty, který slouží k racionálnímu zpracování anamnézy a zároveň k statistickému vyhodnocení dat získaných od pacientů s TMP v poradně pro poruchy TMK na Stomatologické klinice 1LF UK a VFN v Praze.

Druhá část mé práce je věnována podrobné analýze čelistního kloubu jako mechanickému systému z pohledu funkční biomechaniky. Předmětem zájmu bylo hodnocení odezvy jednotlivých částí tohoto systému (čelist, TM disk a jamka) na aplikované fyziologické zatížení. Současně s analýzou fyziologického TMK vzešla z klinické praxe potřeba podrobnější analýzy vlivu operační techniky při implantaci totální endoprotézy TMK na přetížení druhostranného kloubu. Výstupem z tohoto hodnocení je doporučení týkající se rozsahu a nejvhodnějšího typu resekce přilehlých tkáňových struktur TMK pro klinickou praxi.

Třetí část předkládané práce byla věnována vytvoření konstrukčního návrhu nového typu individuální totální náhrady temporomandibulárního kloubu. Endoprotéza temporomandibulárního kloubu byla koncipována jako individuální custom made 3D náhrada, jejíž velikost a funkce respektovala fyziologické vlastnosti TMK za použití běžně používaných biomateriálů při výrobě implantátů určených k dlouhodobé implantaci. Tato problematika je celosvětově velice aktuální, bohužel stále není uspokojivě vyřešena a proto použití stávajících náhrad není možné využít v dostatečně šíři. Konstrukční návrh custom made totální endoprotézy TMK byl následně podroben řadě výpočtových analýz pomocí MKP, tak aby byla ověřena její optimální funkčnost a únosnost při fyziologickém zatížení.

Poslední část mé práce je věnována problematice rekonstrukční chirurgie převážně obličejové čelisti. Snahou je nejen obnovení mechanických funkcí, ale stejně významné a mnohdy prioritní, podle závažnosti postižení, je obnovení estetické funkce. Vývoj léčby a možnosti rekonstrukce skeletálních defektů má své zvláštnosti, které souvisejí s rozvojem medicíny a technických věd. Na základě získaných zkušeností s vývojem individuální náhrady TMK jsem vytvořil efektivní metodiku návrhu a výroby individuálních custom made implantátů rozsáhlých defektů. Výroba implantátů byla zajištěna subdodavatelsky pomocí CNC obráběcích strojů na základě námi dodaných geometrických modelů individuálních náhrad. Celosvětová unikátnost a jedinečnost tohoto řešení spočívá ve vytvořeném terapeutického postupu, který se ukázal jako racionální a vhodný pro klinickou praxi při řešení náhrad rozsáhlých kostních defektů. Tento typ náhrad nebyl v ČR dosud používán.

Hlavním přínosem mé práce bylo vytvoření nové konstrukce totální náhrady čelistního kloubu, která lépe reflektuje anatomické i biomechanické aspekty potřebné pro optimální funkci náhrady. Současně jsem stanovil a klinicky ověřil obecnou metodiku návrhu individuálních náhrad pro léčbu pacientů s rozsáhlými skeletálními defekty a to nejen ve stomatologii, ale i v neurochirurgii, ortopedii a dalších klinických oborech. Nespornou výhodou této metodiky je její snadná a rychlá aplikace v klinické praxi a to při přiměřených finančních nákladech.

Literatura

- [1] www.biometmicrofixation.com.
- [2] www.en.emea.mcneel.com.
- [3] www.hpfem.jku.at/netgen/.
- [4] www.materialise.com.
- [5] www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html.
- [6] www.nobelbiocare.com.
- [7] www.simulia.com.
- [8] www.tmj.com.
- [9] www.tmjconcepts.com.
- [10] www.truegrid.com.
- [11] R.D. Adams. Harper and Row.
- [12] Z. Antalovská. *Rehabilitace a fyzikální léčba u stomatologických nemocných*. Karolinum, ČR, 1994.
- [13] A.R. Au and I.J. Klineberg. Isokinetic exercise management of temporomandibular joint clicking in young adults. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(1):33–39, 1993.
- [14] I. Babuska, J. Chandra, and J.E. Flaherty. *Adaptive Computational Methods for Partial Differential Equations*. SIAM, 1983.
- [15] I. Babuska, O.C. Zienkiewicz, J. Gago, and E.R. deOliveria. *Accuracy Estimates and Adaptive Refinements in Finite Element Computations*. John Wiley and Sons, 1986.
- [16] P. Barclay, L. Hollender, K. Maravilla, and E. Truelove. Comparison of clinical and magnetic resonance imaging diagnoses in patients with disk displacement in the temporomandibular joint. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 88(1):37–43, 1999.
- [17] J.H. Beek and J.H. Koolstra. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *Journal of Biomechanics*, 33:307–316, 2000.

- [18] M Beek, M.P Aarnts, and J.H Koolstra. Dynamic Properties of the Human Temporomandibular Joint Disc. *Journal of Dental Research*, 80(3):876–880, 2001.
- [19] A.S. Bonnet, M. Postaire, and P. Lipinski. Biomechanical Study of Mandible Bone Supporting a Four-implant Retained Bridge Finite Element Analysis of the Influence of Bone Anisotropy and Foodstuff Position. *Medical Engineering & Physics*, 2009. doi:10.1016/j.medengphy.2009.03.004.
- [20] S Braun and J.S Hicken. Ultrasound Imaging of Condylar Motion: a Preliminary Report. *Angle Orthodontist*, 70(5):383–386, 2000.
- [21] A. Bumann and U. Lotzmann. *TMJ disorders and orofacial pain. The role of dentistry in a multidisciplinary approach*. Thieme Verlagsgruppe, Stuttgart, Germany, 2002.
- [22] G.E. Carlsson and T.M. Magnusson. *Management of Temporomandibular Disorders in the General Dental Practice*. Quintessence Publishing, USA, 1999.
- [23] J Chen and K Buckwalter. Displacement Analysis of the Temporomandibular Condyle from Magnetic Resonance Images. *Journal of Biomechanics*, 26(12):1455–1462, 1993.
- [24] J. Chen and L. Xu. A finite element analysis of the human temporomandibular joint. *Journal of Biomechanical Engineering*, 116:401–407, 1994.
- [25] L. Chin, F. Aker, and K. Zarrinnia. The viscoelastic properties of the human temporomandibular joint disc. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(3):315–318, 1996.
- [26] A.H. Choi, B. Ben-Nissan, and R.C. Conway. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal*, 50(11):42–48, 2005.
- [27] T.G. Clark, D.A. Seligman, W.K. Solberg, and A.G. Pullinger. Guidelines for the Treatment of Temporomandibular Disorders. *Journal of Craniomandibular Disorders: Facial and Oral Pain*, 4(2):80–88, 1990.
- [28] M. Cruz, T. Wassall, E.M. Toledo L.P. Da Silva Barra, and A.C. De Castro Lemonge. Threedimensional Finite Element Stress Analysis of a Cuneiform-geometry Implant. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 18:675–684, 2003.
- [29] R. de Leeuw, G. Boering, B. Stegenga, and L. de Bont. TMJ articular disc position and configuration 30 years after initial diagnosis of internal derangement. *Radiology*, 53(3):234–241, 1995.
- [30] M. de Zee, M. Dalstra, P.M. Cattaneo, J. Rasmussen, P. Svensson, and B. Melsen. Validation of a Musculo-skeletal Model of the Mandible and its Application to Mandibular Distraction Osteogenesis. *Journal of Biomechanics*, 40:1192–1201, 2007.

- [31] A Perez del Palomar and M Doblare. 3D Finite Element Simulation of the Opening Movement of the Mandible in Healthy and Pathologic Situations. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(2):242–249, 2006.
- [32] A Perez del Palomar and M Doblare. The Effect of Collagen Reinforcement in the Behaviour of the Temporomandibular Joint Disc. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1075–1085, 2006.
- [33] A. Perez del Palomar and M. Doblare. Dynamic 3D FE Modelling of the Human Temporomandibular Joint During Whiplash. *Medical Engineering & Physics*, 30(6):700–709, 2008.
- [34] R. DeLong and W.H. Douglas. Development of an Artificial Oral Environment for Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *Journal of Dental Research*, 62:32–36, 1983.
- [35] M. Dolwick. The role of temporomandibular joint surgery in the treatment of patients with internal derangement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 83(1):150–155, 1997.
- [36] P.S. Donzelli, L.M. Gallo, R.L. Spilker, and S. Palla. Biphasic finite element simulation of the tmj disc from in vivo kinematic and geometric measurements. *Journal of Biomechanics*, 37(11):1787–1791, 2004.
- [37] J.E. Drace and D.R. Enzmann. Defining the normal temporomandibular joint: closed-, partially open-, and open-mouth MR imaging of asymptomatic subjects. *Radiology*, 177(1):67–71, 1990.
- [38] J.E Drace and D.R Enzmann. Defining the Normal Temporomandibular Joint: Closed-, Partially Open-, and Open-Mouth MR Imaging of Asymptomatic Subjects. *Radiology*, 177(1):67–71, 1990.
- [39] J.E. Drace, S.W. Young, and D.R. Enzmann. TMJ meniscus and bilaminar zone: MR imaging of the substructure - diagnostic landmarks and pitfalls of interpretation. *Radiology*, 177(1):73–76, 1990.
- [40] H. Eufinger, M. Welhmoler, and E. Machtens. Individual Prostheses and Resection Templates for Mandibular Resection and Reconstruction. *British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 35:413–418, 1997.
- [41] F. C. T. van der Helm and R. Veenbaas. Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 24:1151–1163, 1991.
- [42] H. Fikackova, L. Navratil, V. Peterova, T. Dostalova, R. Jirman, M. Meszarosova, and B. Navratilova. Treatment of temporomandibular joint arthralgia with low level laser therapy. *Lasers in medical science*, 19(8):S8, 2004.
- [43] H. Fikackova, B. Navratilova, I. Dylevsky, L. Navratil, and R. Jirman. Assessment of the effect of non invasive laser on the progress of healing of an extraction wound by infrared thermography: preliminary study. *Journal of Applied Biomedicine.*, 1(3):175–180, 2003.

- [44] H. Fikackova, B. Navratilova, I. Dylevsky, L. Navratil, and R. Jirman. Assessment of the effect of non invasive laser on the progress of healing of an extraction wound by infrared thermography: preliminary study. *Journal of Applied Biomedicine*, 1(3):175–180, 2003.
- [45] H. Fikackova, B. Navratilova, R. Jirman, and L. Navratil. Dislokace kloubního disku temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie.*, 102(5):187–196, 2002.
- [46] H. Fikackova, B. Navratilova, R. Jirman, and L. Navratil. Dislokace kloubního disku v temporomandibulárním kloubu. *Česká Stomatologie*, 5:187–196, 2002.
- [47] M. Fricova, Z. Horak, R. Jirman, and S. Konvickova. Modelling of temporomandibular joint and fem analysis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 8(1):37–45, 2006.
- [48] G. E. Gerstner, C. Lafia, and D. Lin. Predicting masticatory jawmovements from chin movements using multivariate linear methods. *Journal of Biomechanics*, 38:1991–1999, 2005.
- [49] G. Eskitascioglu, A. Usumez, E. Soykan, and E. Unsal. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:253–257, 2004.
- [50] A.G. Garcia, D.S. Quintanilla, and P.D. Dios. Total Mandibular Replacement With a Titanium Plate After Mandibulectomy for Osteosarcoma. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52:863–867, 1994.
- [51] Y. Hattori, C. Satoh, S. Seki, Y. Watanabe, Y. Ogino, and M. Watanabe. Occlusal and tmj loads in subjects with experimentally shortened dental arches. *Journal of Dental Research*, 82(7):532–536, 2003.
- [52] Z. Horak and R. Jirman. Custom made implantáty skeletálních defektů. *Lékař a technika.*, 38(4):65–70, 2008.
- [53] I. Klepáček and J. Mazánek. *Klinická anatomie ve stomatologii*. Grada Publishing, Avicenum, Praha, 2001.
- [54] J. H. Koolstra and T. M. G. J. van Eijden. Three-dimensional dynamical capabilities of the human masticatory muscles. *Journal of Biomechanics*, 32:145–152, 1999.
- [55] R. Jirman. Analýza napjatosti hlavice temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie.*, 102(4):150–155, 2002.
- [56] R. Jirman. Prevalence temporomandibulárních poruch - souborný referát. *Česká Stomatologie.*, 103(3):85–94, 2003.
- [57] R. Jirman, A. Donat, and J. Vtipil. Individual replacement of the temporomandibular joint - pilot study. *Acta Mechanica Slovaca.*, 7(2):123–127, 2003.
- [58] R. Jirman, M. Fricova, Z. Horak, J. Krystufek, and S. Konvickova. Analyses of the temporomandibular disc. *Prague Medical Report.*, 108(4):368–379, 2007.

- [59] R. Jirman, Z. Horak, T. Bouda, J. Mazanek, and J. Reznicek. Influence of the method of tm joint total replacement implantation on the loading of the joint on the opposite side. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(8):673–681, 2011.
- [60] R. Jirman, Z. Horak, and J. Mazanek. Custom made implantáty kostních defektů. *Časopis České stomatologické komory.*, 19(12):374–378, 2009.
- [61] R. Jirman, Z. Horak, J. Mazanek, and J. Reznicek. Individual replacement of the frontal bone defect: Case report. *Prague Medical Report.*, 110(1):79–84, 2009.
- [62] R. Jirman, P. Vavrik, and Z. Horak. Individuální 3d tibiální augmentace pro náhrady kolenního kloubu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca.*, 76(1):60–64, 2009.
- [63] C. Johnson. *Numerical Solution of Partial Differential Equations by the Finite Element Method*. Cambridge, 1987.
- [64] R.W Katzberg. Temporomandibular Joint Imaging. *Radiology*, 170(2):297–307, 1989.
- [65] H. Kitamura. *Embryology of the mouth and related structures*. Maruzen, Japan, 1989.
- [66] I. Klepáček, J. Mazánek, and kol. *Klinická anatomie ve stomatologii*. Grada Publishing, a.s., ČR, 2001.
- [67] J.H. Koolstra and T.M. van Eijden. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. *Journal of Biomechanic*, 25(2):175–187, 1992.
- [68] J.H. Koolstra, T.M. van Eijden, W.A. Weijs, and M. Naeije. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *Journal of Biomechanics*, 21(7):563–576, 1988.
- [69] J.H. Koolstra and T.M.G.J. van Eijden. Combined Finite-element and Rigid-body Analysis of Human Jaw Joint Dynamics. *Journal of Biomechanics*, 38:2431–2439, 2005.
- [70] J. Krystufek, Z. Horak, M. Fricova, and R. Jirman. Experimental analysis of the temporomandibular disc movement during mouth opening. *Bulletin of Applied Mechanics.*, 5(17):18–22, 2009.
- [71] J. Kufner and F. Urban. *Chirurgie čelistních a obličejových anomálií*. Avicenum, 1981.
- [72] H. Kurita, K. Kurashina, and A. Ohtsuka. Efficacy of a mandibular manipulation technique in reducing the permanently displaced temporomandibular joint disc. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57(7):784–787, 1999.
- [73] T.A. Larheim, H.J. Smith, and F. Aspestrand. Rheumatic disease of the temporomandibular joint: MR imaging and tomographic manifestations. *Radiology*, 175(2):527–531, 1990.

- [74] M. Voldřich. *Stomatologická protetika*. Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1969.
- [75] V. Machoň. Onemocnění čelistního kloubu. *New Magazine of Medicine*, 3(3):24–31, 2008.
- [76] R. MacIntosh. The use of autogenous tissues for temporomandibular joint reconstruction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(1):63–69, 2000.
- [77] G. Martini, M. Martini, and A. Carano. MRI study of a physiotherapeutic protocol in anterior disk displacement without reduction. *Cranio*, 14(3):216–224, 1996.
- [78] B. May, S. Saha, and M. Saltzman. Three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. *Clinical Biomechanics*, 16:489–495, 2001.
- [79] C. McNeill. History and evolution of TMD concepts. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 83(1):51–60, 1997.
- [80] S. Minagi, S. Nozaki, T. Sato, and H. Tsuru. A manipulation technique for treatment of anterior disk displacement without reduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5):686–691, 1991.
- [81] T.R. Morneburg and P.A. Proschel. Measurement of Masticatory Forces and Implant Loads: a Methodologic Clinical Study. *International Journal of Prosthodontology*, 15:20–27, 2002.
- [82] K. Murakami, H. Hosaka, Y. Moriya, N. Segami, and T. Iizuka. Short-term treatment outcome study for the management of temporomandibular joint closed lock. A comparison of arthrocentesis to nonsurgical therapy and arthroscopic lysis and lavage. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 80(3):253–257, 1995.
- [83] N. G. Blanksma, T. M. G. J. van Eijden, L. J. van Ruijven, and W. A. Weijs. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamics tasks guided by visual feedback. *Journal of dental research*, (76):542–551, 1997.
- [84] J.C. Nickel, L.R. Iwasaki, R.D. Walker, K.R. McLachlan, and W.D. McCall. Human masticatory muscle forces during static biting. *Journal of Dental Research*, 82(3):212–217, 2003.
- [85] D.W. Nitzan and Y. Marmary. Disease of muscle. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(8):797–802, 1975.
- [86] V. Peterova, R. Jirman, H. Fikackova, and J. Mazanek. Naše zkušenosti s mr vyšetřením temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie.*, 104(4):160–167, 2004.
- [87] V. Peterova, R. Jirman, J. Mazanek, and Z. Seidl. The examination of the temporomandibular joint on 1,5 magnetic resonance. *Prague Medical Report.*, 105(1):29–34, 2004.

- [88] V Peterova, R Jirman, and J Mazanek Z Seidl. The Examination of the Temporomandibular Joint on 1,5T Magnetic Resonance. *Prague Medical Report*, 105(4):29–34, 2004.
- [89] R.A. Peters and S.G. Gross. *Clinical management of temporomandibular disorders and orofacial pain*. Quintessence Publishing, USA, 1995.
- [90] R. Bhatka, G. S. Throckmorton, A. M. Wintergerst, B. Hutchins, and P. H. Buschang. Bolus size and unilateral chewing cycle kinematics. *Archives of Oral Biology*, 49:559–566, 2004.
- [91] JN. Reddy. *An Introduction to the Finite Element Method*. McGraw-Hill Education, 2006.
- [92] J.M. Reina, J.M. Garca-Aznar, J. Dominguez, and M. Doblare. Numerical Estimation of Bone Density and Elastic Constants Distribution in a Human Mandible. *Journal of Biomechanics*, 40:828–836, 2007.
- [93] N. Samman, W.K. Luk, T.W. Chow, L.K. Cheung, H. Tideman, and R.K.F. Clark. Custom-made Titanium Mandibular Reconstruction Tray. *Australian Dental Journal*, 44(3):195–199, 1999.
- [94] T. Sano and P. Westesson. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint increased T2 signal in the retrodiskal tissue of painful joints. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 79(4):511–516, 1995.
- [95] S. Sato, M. Sakamoto, H. Kawamura, and K. Motegi. Long-term changes in clinical signs and symptoms and disc position and morphology in patients with nonreducing disc displacement in the temporomandibular joint. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57(1):23–29, 1999.
- [96] R. Schwestka-Polly, D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl, J. Fanghänel, and B. Mieke. Alteration of the functional condition of the mandible during clinical treatment. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeigery*, 181(1):45–509, 1999.
- [97] W.I. Sellers and R.H. Crompton. Using sensitivity analysis to validate the predictions of a biomechanical model of bite forces. *Annals of Anatomy*, 186:89–95, 2004.
- [98] T. Shengyi and Y. Xu. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: Part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs. *Journal of Craniomandibular Disorders*, 51(1):28–34, 1991.
- [99] S. Silbernagl and A. Despopoulos. *Atlas fyziologie člověka*. Grada Publishing, a.s., ČR, 1993.
- [100] S. Singare, L. Dichen, L. Bingheng, L. Yanpu, G. Zhenyu, and L. Yaxiong. Design and Fabrication of Custom Mandible Titanium Tray Based on Rapid Prototyping. *Medical Engineering & Physics*, 26:671–676, 2004.
- [101] R.D. Sinělnikov. *Atlas anatomie člověka*, volume 1. Avicem, zdravotnické nakladatelství, Praha, 1980.

- [102] P. Solin, K. Segeth, and I. Dolezel. *Higher-Order Finite Element Methods*. Taylor and Francis, 2003.
- [103] M. Steiner, M.E. Mitsias, K. Ludwig, and M. Kern. In vitro Evaluation of a Mechanical Testing Chewing Simulator. *Dental Materials*, 25:494–499, 2009.
- [104] V Stejskal and M Valasek. *Kinematics and dynamics of machinery*. Marcel Dekker Inc., New York, USA, 1996.
- [105] S. Stojadinovic, H. Eufinger, M. Wehmoller, and E. Machtens. One-step Resection and Reconstruction of the Mandible Using Computer-aided Techniques – Experimental and Clinical Results. *Mund Kiefer GesichtsChir*, 3(Suppl 1):151–153, 1999.
- [106] S. Takaku, T. Sano, M. Yoshida, and T. Toyoda. A comparison between magnetic resonance imaging and pathologic findings in patients with disc displacement. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 56(2):171–177, 1998.
- [107] S. Takaku, T. Toyoda, T. Sano, and A. Heishiki. Correlation of magnetic resonance imaging and surgical findings in patients with temporomandibular joint disorders. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 53(11):1283–1288, 1995.
- [108] E. Tanaka and T. van Eijden. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Crit. Rev. Oral Biol. Med*, 14(2):138–150, 2003.
- [109] K. Urban and P. Šponer. Možnosti náhrady kostní tkáně. *Lékařské zprávy LF UK Hradec Králové*, 49(7-8):259–267, 2007.
- [110] P.L. Westesson. Structural hard-tissue changes in temporomandibular joints with internal derangement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 59(2):220–224, 1985.
- [111] P.L. Westesson, T.A Larheim, and H. Tanaka. Posterior disc displacement in the temporomandibular joint. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 56(11):1266–1273, 1998.
- [112] M Yatabe, A Zwijnenburg, C.C.E.J Megens, and M Naeije. Movements of the Mandibular Condyle Kinematic Center During Jaw Opening and Closing. *Journal of Dental Research*, 76(2):714–719, 1997.
- [113] H. Yatani, K. Suzuki, T. Kuboki, Y. Matsuka, and K. Maekawa A. Yamashita. The validity of clinical examination for diagnosing anterior disk displacement without reduction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 85(6):654–660, 1998.
- [114] J. Zemen. *Konzervativní léčba temporomandibulárních poruch*. Galén, ČR, 1999.

Seznam publikací

Články v časopisech s IF

1. Jirman R., Horák Z., Bouda T., Mazanek J., Reznicek J.: Influence of the method of TM joint total replacement implantation on the loading of the joint on the opposite side. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2011, 14(8): 673-681.
2. Jirman R., Vavřík P., Horák Z.: Individuální 3D tibiální augmentace pro náhrady kolenního kloubu. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Českoslovaca*. 2009, 76(1): 60-64.

Články v zahraničních časopisech

1. Fričová M., Horák Z., Jirman R., Konvičková S.: Modelling of Temporomandibular Joint and FEM Analysis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2006, 8(1): 37-45.
2. Jirman R., Donát A., Vtípil J.: Individual replacement of the temporomandibular joint - pilot study. *Acta Mechanica Slovaca*. 2003, 7(2): 123-127.

Články v tuzemských časopisech

1. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: Custom made implantáty kostních defektů. *Časopis České stomatologické komory*. 2009, 19(12): 374-378.
2. Jirman R., Horák Z., Mazánek J., Řezníček J.: Individual Replacement of the Frontal Bone Defect: Case Report. *Prague Medical Report*. 2009, 110(1): 79-84.
3. Kryštůfek J., Horák Z., Fričová M., Jirman R.: Experimental Analysis of the Temporomandibular Disc Movement During Mouth Opening. *Bulletin of Applied Mechanics*. 2009, 5(17): 18-22.
4. Horák Z., Jirman R.: Custom made implantáty skeletálních defektů. *Lékař a technika*. 2008, 38(4): 65-70.
5. Jirman R., Fričová M., Horák Z., Kryštůfek J., Konvičková S., et al.: Analyses of the Temporomandibular Disc. *Prague Medical Report*. 2007, 108(4): 368-379.
6. Peterová V., Jirman R., Fikáčková H., Mazánek J.: Naše zkušenosti s MR vyšetřením temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie*. 2004, 104(4): 160-167.

7. Peterová V., Jirman R., Mazánek J., Seidl Z.: The examination of the temporomandibular joint on 1,5 magnetic resonance. *Prague Medical Report*. 2004, 105(1): 29-34.
8. Fikáčková H., Navrátilová B., Dylevský I., Navrátil L., Jirman R.: Assessment of the effect of non invasive laser on the progress of healing of an extraction wound by infrared thermography: preliminary study. *Journal of Applied Biomedicine*. 2003, 1(3): 175-180.
9. Jirman R.: Prevalence temporomandibulárních poruch - souborný referát. *Česká Stomatologie*. 2003, 103(3): 85-94.
10. Jirman R.: Analýza napjatosti hlavice temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie*. 2002, 102(4): 150-155.
11. Fikáčková H., Navrátilová B., Jirman R., Navrátil L.: Dislokace kloubního disku temporomandibulárního kloubu. *Česká Stomatologie*. 2002, 102(5): 187-196.

Abstrakta

1. Jirman R., Horák Z.: Individual Reconstructive Surgery of Skeletal Defects. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009, 38(5): 583-584.
2. Fikáčková H., Navrátil L., Peterová V., Dostálová T., Jirman R., Meszarosova M., Navratilova B.: Treatment of temporomandibular joint arthralgia with low level laser therapy. *Lasers in medical science*. 2004, 19(8): S8
3. Fikáčková H., Navrátilová B., Navrátil L., Meszarosová M., Jirman R., Tax J.: Utilization and efficacy of low level laser therapy in treatment of temporomandibular joint disorders evaluated by infrared thermography. Soubor abstraktů Laser Florencie 2003, Itálie. *Lasers in medical science*. 2003, 18(suppl 2): 27
4. Fikáčková H., Ramba J., Navrátilová B., Jirman R., Navrátil L., Pilecka N., Erosová Z.: Effect of low level laser on postsurgical inflammatory reaction evaluated by infrared thermography. Soubor abstraktů Laser Florencie 2002, Itálie. *Lasers in medical science* 2002, 17(4): A32.
5. Fikáčková H., Jirman R., Pilecka N., Navrátil L., Erosová Z., Kymplová J.: Effect of low level lasertherapy on tinnitus associated with temporomandibular joint disorders (Pilot study). *Lasers in medical science*. 2002, 17(4): A33.
6. Horák Z., Bouda T., Jirman R.: Loading of the temporomandibular joint after artificial joint implantation on the opposite side. IV International Congress on Computational Bioengineering - Book of Abstract. Bologna: University of Bologna, 2009, 1: 91.
7. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: Individuální náhrady skeletálních defektů, 1. Kongres biomedicíny v oromaxilofaciální oblasti, 6. Trilaterální Slovensko - Česko - Polské Sympózium, Košice, Sborník abstraktů, p. 54.
8. Jirman R., Horák Z.: Individuální implantáty lebečních defektů v klinické praxi. Konference stomatologů Úsměv 2009. Sborník abstrakt.

9. Horák Z., Jirman R.: Design of the Custom Made Replacement after Large Mandibular Resection. World Congress on Bioengineering 2009 - Proceedings. Hong Kong: The Hong Kong Polytechnic University, 2009, 1: 248.
10. Jirman R., Horák Z.: Individual replacements of the skeletal defects. Proceedings of the XXII Congress of the International Society of Biomechanics. Cape Town: University of Cape Town, 2009, p. 20.
11. Jirman R., Horák Z., Mazánek J., Řezníček J.: Individual Reconstructive Surgery of Lower Jaw with Temporomandibular Joint. 33rd Annual Congress of the European Prosthodontic Association. London: European Prosthodontic Association, 2009, p. 99.
12. Jirman R., Horák Z., Holakovský J.: Individuální náhrady skeletálních defektů. Mezinárodní kongres Pražské dentální dny 2009. Praha: Česká stomatologická komora 2009, p.1-48.
13. Jirman R., Horák Z., Holakovský J.: Individuální náhrady skeletálních defektů. Mezinárodní kongres Pražské dentální dny 2009. Praha: Česká stomatologická komora 2009, p.8.
14. Jirman R., Horák Z., Holakovský J.: Individuální náhrada dolní čelisti. Sborník 10. studentské vědecké konference, Prague: Galén, 2009, p. 45-46.
15. Jirman R., Horák Z.: Deformace skeletu a jeho třídímní náhrady. Sborník 9. studentské vědecké konference, Prague: Galén, 2008, p. 90-92.
16. Jirman R., Horák Z.: Identification of the changes in extent of loading the TM joint on the other side owing to the implantation of total joint replacement. 32nd Annual Congress of European Prosthodontic Association. 2008, s. 96.
17. Bouda T., Horák Z., Jirman R.: Identification of the Changes in Extent of Loading the TM Joint on the Other Side Owing to the Implantation of Total Joint Replacement. Human Biomechanics 2008 International Conference, Extended Abstracts. Prague: Czech Technical University - Fac. of Mechanical Engineering, 2008, p. 11-12.
18. Horák Z., Bouda T., Jirman R., Mazánek J., Řezníček J.: Identification of the Changes in Extent of Loading the TM Joint on the Other Side Owing to the Implantation of Total Joint Replacement. IFMBE Proceedings. Berlin: Springer, 2008, p. 1535-1538.
19. Jirman R., Horák Z., Mazánek J., Řezníček J.: Individual 3D Replacements of Skeletal Defects. IFMBE Proceedings. Berlin: Springer, 2008, p. 1228-1231.
20. Jirman R., Horák Z.: Individuální náhrady skeletálních defektů. Pražské dentální dny 2008. Praha: Česká stomatologická komora 2008, p. 40.
21. Horák Z., Jirman R.: 3D náhrady obličejové části skeletu lebky. Pražské dentální dny 2008. Praha: Česká stomatologická komora, 2008, p. 57.

22. Fričová M., Kryštůfek J., Horák Z., Jirman R., Peterová V., Konvičková S.: Mandible and Temporomandibular Disc Movements on Physiological Subjects with Use of MRI. IFMBE Proceedings, 14th Nordic-Baltic conference on Biomedical Engineering. Berlin: Springer, 2008, p. 107-110.
23. Jirman R., Fričová M., Horák Z., Kryštůfek J., Konvičková S., Mazánek J.: Experimental and Numerical Analyses of the Temporomandibular Disc. Sborník 8. Studentské vědecké konference. Prague: Galén, 2007, p. 94-101.
24. Fričová M., Kryštůfek J., Horák Z., Jirman R., Krásenský J., et al.: Modelling of the TMJ and Assessment of the TMJ and the TM Disc Movement. Human Biomechanics 2006. Brno: VUT v Brně, Fakulta strojní, Ústav mechaniky těles, 2006, p. 221-226.
25. Fričová M., Kryštůfek J., Horák Z., Krásenský J., Peterová V., Jirman R.: Measurement of the Temporomandibular Joint Disc Movement during Mouth Closure. Summer Workshop of Applied Mechanics 2006. Praha: Fakulta strojní ČVUT, 2006, 1: 9-14.
26. Jirman R., Vtípil J.: Napětově - deformační MKP analýza temporomandibulárního kloubu. Středoevropské sympozium - VIII. Brněnské implantologické dny. 2006. Sborník abstrakt.
27. Fričová M., Horák Z., Jirman R., Konvičková S.: FEM Analysis of the Temporomandibular Joint. The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference - EMBEC '05. Praha: Společnost biomedicínského inženýrství a lékařské informatiky ČLS JEP, 2005, 11.
28. Fričová M., Horák Z., Jirman R., Konvičková S.: Modeling of the Temporomandibular Joint and FEM Analysis. 22nd Danubia-Adria Symposium on Experimental Methods in Solid Mechanics. Parma: University of Parma, 2005, 1: 90-91.
29. Horák Z., Fričová M., Jirman R.: FEM Analysis of the Temporomandibular Joint. ICCB 2005. Lisboa: Instituto Superior Técnico Av. Rovisco Pais, 2005, 1: 41-47.
30. Fikáčková H., Tax J., Meszarošová M., Jirman R.: Využití infračervené termografie v diagnostice poruch čelistního kloubu: předběžné výsledky. Soubor abstraktů 5. vědecká konference 1.LF. UK. Praha. 2004. p. 25.
31. Fikáčková H., Meszarošová M., Jirman R., Navrátil L., Závíšek M., Drastich A.: Can infrared thermography be a diagnostic tool to select patients with arthralgia of the temporomandibular joint from healthy subjects? Soubor abstraktů 9th European Congress of Medical Thermology, Krakov 2003, Polsko, International Thermography 2003; p. 13.
32. Peterová V., Jirman R., Fikáčková H., Mazánek J., Viták T., Seidl Z., Daneš J.: Užití dynamického MR vyšetření temporomandibulárního kloubu. Soubor abstraktů Pražské dentální dny, Praha 2003, p. 116.
33. Fikáčková H., Navrátilová B., Jirman R., Navrátil L.: Léčba poruch čelistního kloubu biostimulačním laserem. V souboru abstraktů Pražské dentální dny. 2003, p. 100.

34. Fikáčková H., Meszarošová M., Jirman R., Navrátil L., Tax J.: Uplatnění infračervené termografie v diferenciální diagnostice funkčních poruch čelistního kloubu. Soubor abstraktů Pražské dentální dny. 2003, p. 97.
35. Jirman R., Souček M.: Příspěvek k problematice osteoartrózy temporomandibulárního kloubu. Soubor abstraktů Pražské dentální dny. 2003, p. 95.
36. Fikáčková H., Závišek M., Meszarošová M., Jirman R., Navrátil L., Drastich A.: Využití infračervené termografie v diagnostice funkčních poruch TMK. Soubor abstraktů Pražské dentální dny. 2003.
37. Konvičková S., Goldmann T., Himmlová L., Kácovský A., Jirman R.: Biomechanical Properties Research on the Boundary Surface Implant - Bone. Proceedings of Workshop 2002. Prague: CTU, 2002, vol. B, 884-885.
38. Fikáčková H., Svoboda J., Meszarošová, Jirman R., Navrátil L.: Can be infrared thermography used as an objective diagnostic method for identification subtypes of temporomandibular disorders? Proceedings of international conference on Biomechanics of man 2002, 241-243.
39. Jirman R.: Analýza napjatosti hlavice temporomandibulárního kloubu. Sborník 2. studentské vědecké konference, Prague: Galén, 2001, p. 73-77.

Vyzvané přednášky

1. Jirman R., Horák Z.: Individuální implantáty lebečních defektů v klinické praxi. *Konference stomatologů Úsměv*. 2009.
2. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: Individuální náhrada dolní čelisti. *Den vědeckých prací*. 2009.
3. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: 3D náhrady kostních defektů lbi. *VI. Plzeňské pracovní dny*. 2009.
4. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: Individuální náhrady skeletálních defektů. *Kongres biomedicíny v oromaxilofaciální oblasti, 6. Trilaterální Slovensko-Česko-Polské sympóziium*. 2009.
5. Jirman R., Horák Z., Mazánek J.: MKP analýza vlivu implantace totální náhrady čelistního kloubu na zatížení druhostranného kloubu. *Den vědeckých prací*. 2008.
6. Horák Z., Jirman R., Mazánek J.: Rekonstrukce obličejových defektů pomocí 3D náhrad. *Den vědeckých prací*. 2008.
7. Horák Z., Jirman R.: Individuální implantáty skeletálních defektů - jejich možnosti a použití. *Oddělení ortodonti a rozštěpových vad. Stomatologická klinika 3.LF UK FNKV Praha*. 2008.
8. Jirman R., Fričová M., Horák Z., Mazánek J., Řezníček J.: Napěťově - deformační MKP analýza temporomandibulárního kloubu. *Středoevropské sympóziium - VIII. Brněnské implantologické dny*. 2006.

Příloha A

Klasifikační schéma TMP

Temporomandibulární poruchy představují komplexní, značně heterogenní skupinu stavů, které postihují žvýkací svaly, vlastní čelistní kloub nebo obojí. Starší odborné práce uváděly pouze šest základních diagnostických jednotek onemocnění čelistního kloubu (1. vývojové poruchy, 2. zánětlivé stavy, 3. deformující artropatie, 4. luxace a subluxace TMK, 5. zatuhnutí čelistního kloubu, 6. kloubní kontraktury). S rozvojem nových diagnostických metod se objevily nové diagnostické jednotky (dislokace diskusu s redukcí nebo bez redukce, kapsulitidy atd.), které ovlivnily vznik nového klasifikačního schématu [22, 79, 89, 114].

A.1 Poruchy TMK

Vrozené a vývojové poruchy

- Aplazie
- Hypoplazie
- Hyperplazie
- Neoplazie (benigní, maligní)

Poruchy polohy disku

- Displacement (posunutí kloubního diskusu)
- Dislokace diskusu s redukcí
- Dislokace diskusu bez redukce (bez nebo s omezeným otevíráním úst)

Dislokace čelistního kloubu

- Luxace
- Subluxace

Získané poruchy

- Neoplazie (benigní, maligní)

Zlomeniny

A.3 Poruchy žvýkacího svalstva

Myofasciální bolest

- Bez omezeného otvírání
- S omezeným otvíráním

Myositis

Myospazmus

- Z přetížení
- Z protažení (např. kousnutí do jablka)

Lokální myalgie (nezánětlivá svalová bolest)

Svalová kontraktura

- Myofibrotická
- Myostatická
- Hysterický trismus
- Reflexní ochranná

Neoplázie

- Benigní
- Maligní

Vrozené a vývojové poruchy svalstva

- Atrofie
- Hypertrofie

Systemová onemocnění

- Kolagenózy (systémový lupus erythematosus, sclerodermie, Sjögrenův syndrom)
- Vaskulitidy
- Fibromyalgie

Příloha B

Terapeutický postup u nejčastějších kloubních poruch

Léčba onemocnění čelistního kloubu je velice obtížná, zdlouhavá, vyžadující trpělivost pacienta i lékaře. Terapie kloubních poruch je vždy dvojitá:

- příčinná, která vede k odstranění, nebo snížení predisponujících faktorů - např. artikulační překážky, bruxismus, nevyhovující zubní protézy.
- symptomatická, která se zaměřuje na patologický stav kloubu - snížení bolesti, odstranění zvukových fenoménů a zvýšení otevírání úst.

Symptomatickou léčbu lze rozdělit dle typu a rozsahu TMP:

Konzervativní terapie: cvičení otevírání, relaxační cvičení, isometrická cvičení, masáž žvýkacích svalů, klidová poloha dolní čelisti, termoterapie, terapie biostimulačním laserem, okluzní dlahy a imobilizace kloubu.

Miniinvazivní terapie: periartikulární aplikace anestézie, intraartikulární aplikace léčebného prostředku, artrocentéza a artroskopie.

Chirurgická terapie: operace měkkých tkání kloubu (dislokace nebo perforace kloubního disku), operace tvrdých tkání kloubu (luxace, kondylektomie, egalizace osteofytů, eminektomie, eminoplastika) a rekonstrukce čelistního kloubu (autologní náhrady nebo alloplastické náhrady). Indikace pro invazivní chirurgii nastává po vyčerpání všech konzervativních a miniinvazivních metod léčby TMP a přitom se stav pacienta nelepší, nebo dokonce zhoršuje [75]. Rekonstrukci čelistního kloubu je podrobně věnována kapitola 7.

Poruchy temporomandibulárního kloubu jsou charakterizovány základní trias klinických příznaků: bolestí, omezenou nebo asymetrickou funkcí dolní čelisti a zvukovými fenomény. Nejčastější důvod proč pacient s poruchou temporomandibulárního kloubu vyhledá lékařské ošetření je bolest. Může jít o bolest žvýkacích svalů nebo bolest v preaurikulární oblasti tj. v oblasti temporomandibulárního kloubu [29, 35, 72, 80, 95, 110, 111, 113]. Dalšími charakteristickými příznaky TMP jsou omezený nebo stranově asymetrický pohyb mandibuly a přítomnost zvukových fenoménů. U některých pacientů je

porucha temporomandibulárního kloubu spojena se změnou okluze, vestibulokochleární symptomatologií (zhoršení sluchu, tinnitus, závratě) nebo s hypertrofií žvýkacích svalů. Příčina uvedených obtíží může být svalového a/nebo kloubního původu. Až u 33-70 % pacientů se symptomatologií TMP je diagnostikováno porušení funkčního vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem mandibuly .

B.1 Bolest

B.1.1 Artritické změny

viz kapitola 3.2

B.1.2 Myospasmus

Je akutní tonická svalová kontrakce vyvolaná v CNS, která vede ke vzniku náhlé bolesti a napětí daného svalu a to i v klidovém stavu. Při pohybu se bolest zvyšuje, čímž je nepřímo ovlivněna funkce svalu - zhoršená pohyblivost dolní čelisti.

Léčba: Léčbu zahajujeme vysvětlením problému a domácím klidovým režimem. Po odstranění bolesti zahajujeme izometrické cvičení doprovázené hlubokou masáží eventuálně obstríkem svalu. Farmakoterapie lze užít při selhání výše uvedených postupů, v tom případě volíme nejčastěji centrální myorelaxancia (Mydocalm, Dorsiflex atd.), můžeme doporučit i psychoterapii.

B.1.3 Myofasciální bolest (myofasciální dysfunkční algický syndrom)

Je charakterizována místní tupou svalovou bolestí a přítomností ohraničených citlivých, palpačně tužších míst ve svalu či fascii označovaných jako spouštěcí body bolesti - trigger points. Pozorujeme omezené otvírání úst (≤ 40 mm), při aktivní pomoci ale pacient otevře - nenacházíme žádný blok.

Léčba: Odstranění etiologických příčin (emoční stres, nespavost). Snažíme se eliminovat aktivitu spouštěcích bodů - technika tlaku a masáže, injekce lokálními anestetiky a strečink, biostimulačním laserem. Výsledky provedené studie používající tuto léčebnou metodu jsou podrobně uvedeny v kapitole C. Podpůrně může dobře působit podávání myorelaxancií a analgetik, aplikace tepla případně psychoterapie.

B.1.4 Myositis

Zánětlivé onemocnění svalové tkáně neinfekčního (trauma, déletrvající spasmus, myofasciální bolest) nebo infekčního původu (úraz, bodnutí hmyzem, odontogenní cestou, injekčním vpichem, celkové infekční stavy). Dochází k serózní či purulentní infiltraci svalu vedoucí k jejich degeneraci až rozpadu. Pacient udává klidové, obvykle nepřestávající bolesti ve svalu a zároveň difúzní citlivost nad celým postiženým svalem. Bolest se stupňuje při funkci a tím dochází i k omezení pohyblivosti mandibuly. Akutní zánět je

doprovázen Celsovými znaky - zarudnutí, otok, zvýšená teplota, bolestivost a omezená funkce.

Léčba: Tak jako u jiných poruch musíme léčit příčinu, která zánět způsobila. U infekčních bakteriálních zánětů podáváme antibiotika. V ostatních případech je léčba symptomatická. Zahajujeme pohovorem a klidovým režimem, omezením rozsahu pohybu mandibuly, vyloučením předčasných okluzních kontaktů. V prvních dnech aplikujeme ledové obklady, po ústupu akutních obtíží naopak teplé či zapařovací (Priessnitzův zábal) obklady. Vhodné je i podávání nesteroidních antiflogistik (Acylpyrin, Ibalgin).

B.1.5 Lokální myalgie

Jedná se lokální myogenní nezánettivou bolestivou afekci svalu. Nejčastěji vzniká jako odpověď svalové tkáně na protrahovanou reflexní ochranou kontrakci svalů, případně se uplatňují psychické vlivy. K bolesti dochází díky změnám uvnitř svalové tkáně na základě zhoršené cirkulace a tím hromadění metabolitů. Pacient přichází pro omezenou pohyblivost mandibuly doprovázenou při funkci a palpaci bolestí. V klidu bolest nevzniká.

Léčba: Zahajujeme omezením pohybů dolní čelisti, zvláště těch, které způsobují bolest. S tím souvisí i zavedení klidového režimu (kašovitá strava, během zívání si pacient přidrží čelist, nepoužívat žvýkačky, neopírat se o bradu a vyvarování se parafunkčních pohybů - zatínání zubů, bruxismus, okusování nehtů či tužek, hra na housle a violu) eventuálně aplikace nesteroidních antiflogistik či anxiolytik (u zvýšené emoční zátěže). S výhodou lze použít biostimulační laser a akupunkturu (viz kapitola C). Při zvýšeném zatínání pacienta zhotovujeme relaxační nákusnou dlahu.

B.2 Lupání v kloubu

B.2.1 Dislokace disku s redukcí (DDR)

Dislokace kloubního diskusu s redukcí (repozicí) je funkční poruchou temporomandibulárního kloubu bez morfologických změn na diskusu a okolních tvrdých tkáních. Při zavřených ústech je kloubní diskus dislokován před kondyl mandibuly (obr. B.1a). Během otevírání úst se hlavička kondylu mandibuly dostává pod zadní okraj kloubního diskusu (Obr. B.1b). Dochází k normalizaci vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem mandibuly, k takzvané repozici kloubního diskusu. Kloubní diskus u DDR netvoří překážku translačního pohybu kondylu mandibuly a pohyblivost dolní čelisti není omezena.

U otevřených úst jsou diskus a kondyl ve správném postavení (obr. B.1c). Na konci zavírání úst sklouzne kondyl opět za kloubní diskus (Obr. B.1a). Přeskočení zadního okraje diskusu bývá spojeno se zvukovým fenoménem krátkého trvání - s lupnutím, cvaknutím v temporomandibulárním kloubu a uchýlením mandibuly ke straně s dislokací kloubního diskusu. Někdy přítomná bolest a omezené otevírání úst u pacientů s DDR jsou způsobeny svalovým spasmem žvýkacích svalů vyvolaným dislokací kloubního diskusu.



Obrázek B.1: Dislokace diskusu s redukcí: a) Poloha kloubního diskusu u zavřených úst, b) Repozice kloubního diskusu během otevírání úst, c) Poloha kloubního diskusu při otevřených ústech.

Klinický obraz: Hlavním klinickým příznakem DDR je přítomnost recipročního zvukového fenoménu, uchýlení mandibuly k postižené straně při "repozici" kloubního diskusu a zachování pohyblivosti dolní čelisti. Cvakání nebo lupání v čelistním kloubu je diagnostikováno jak při otevírání tak při zavírání úst u 72 % pacientů s DDR, u kterých byla jejich klinická diagnóza potvrzena magnetickou rezonancí (NMR) [16].

Zvukové fenomény nejsou pouze znakem dislokací kloubního diskusu. Kromě dislokací diskusu může jejich přítomnost zapříčinit neuromuskulární dysfunkce způsobující dysbalanci žvýkacích svalů, hypermobilita temporomandibulárního kloubu nebo artrotické změny na kloubním povrchu. Přesnost klinické diagnózy, založené na přítomnosti nebo nepřítomnosti recipročního zvukového fenoménu, můžeme zvýšit diferenciativně diagnostickými testy - pozitivním testem eliminačním a manipulačním.

Eliminačním testem zjišťujeme původ zvukového fenoménu. U dislokace diskusu s repozicí při pozitivním eliminačním testu vymizí reciproční cvakání, když pacient otevírá ústa v protruzi. Při manipulačním testu přiloží lékař ruce na oblast temporomandibulárního kloubu jako při palpačním vyšetření a působí během otevírání úst mírně silou na kondyl směrem k tuberkulu artikulare (nahoru a dopředu). Tlak, kterým působí na kloub, ztěžuje repozici dislokovaného diskusu. To se u DDR projeví, buď zesílením zvukového fenoménu při otevření úst v normálním rozsahu, nebo omezením pohyblivosti mandibuly s vymizením zvukového fenoménu a uchýlením k postižené straně [16, 73, 76].

Léčba: U většiny pacientů s DDR je účinná neinvazivní, konzervativní léčba. Správná léčba může zabránit progresi onemocnění a vést k znovuobnovení správného vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem mandibuly.

Na začátku léčby všech poruch temporomandibulárního kloubu informujeme pacienta o příčinách jeho obtíží, předpokládaném průběhu onemocnění a možných způsobech léčby. Naším úkolem je uklidnit pacienta, získat jeho důvěru a motivovat ho tak, aby se aktivně účastnil léčby a stal se spoluodpovědným za její výsledek. Seznámíme pacienta se zásadami domácího šetřícího režimu, který bude dodržovat po celou dobu léčby. V rámci domácího šetřícího režimu by se měl pacient vyvarovat maximálnímu otevírání úst, žvýkání žvýkačky a tuhé potravy a všech pohybů dolní čelisti, které mu způsobují bolest nebo jsou při nich přítomny zvukové fenomény. Dále by měl eliminovat parafunkce spojené s poruchami temporomandibulárního kloubu, zatínání zubů a skřípaní zuby během dne.

Metody fyzikální terapie mají kromě účinku analgetického, myorelaxačního a protizánětlivého také účinek biostimulační, podporující přirozené autoreparativní mechanismy organismu. Nejčastěji používanými metodami fyzikální terapie jsou aplikace tepla či chladu na bolestivá místa, elektroléčba, transkutánní elektrická nervová stimulace, terapeutický laser (viz kapitola C) nebo ultrazvuk.

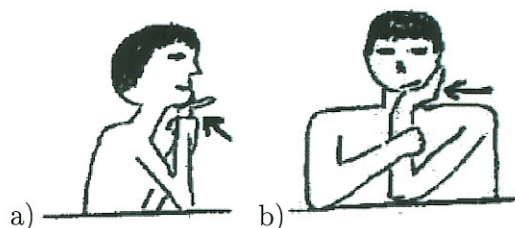
Fyzikální terapie je upřednostňována před farmakologickou léčbou, která je spojena s rizikem možných nežádoucích účinků, má pouze podpůrný účinek tím, že slouží ke zmírnění bolesti a napomáhá relaxaci hypertonických svalů. Nesteroidní antiflogistika, analgetika a myorelaxantia by měla být indikována pouze krátkodobě u akutních bolestivých stavů. Vlastní léčba dislokace diskusu s redukcí spočívá v obnovení a fixaci správného vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem. Jde o úkol nelehký, ale u této dislokace kloubního diskusu pomocí nákusných dlah možný.

Při léčbě DDR se používají anterio - reпозиční dlahy nebo stabilizační dlahy. Anterio - reposisiční dlahy vedou dolní čelist do protruzního postavení a umožní odlehčení v čelistním kloubu a stabilizaci diskokondylárního komplexu. Terapeutická poloha dlahy se určuje individuálně. Pacient otevře do maxima za terminální lupnutí a pak v protrudované poloze zavírá. Před dalším otevíráním úst pacient mírně retruduje dolní čelist. Ošetřující hledá polohu, ve které je při minimální protruzi reciproční cvakání eliminováno. Dlahy se zhotovují z tenké průsvitné pryskyřice na všechny zuby dolní nebo horní čelisti.

Kurita [72] popsal, že léčba DDR pomocí správně zhotovené anterio - reposisiční dlahy, kterou pacient používá 24 hod. denně po dobu dvou měsíců je úspěšná u 70 % pacientů. Normalizace kloubních vztahů byla v této studii potvrzena vymizením zvukového fenoménu a vyšetřením NMR. Používání anterio - reposisičních dlah po dobu delší než 10 hod denně a déle než 6 měsíců je spojeno s rizikem vzniku irreverzibilních okluzních změn. Z tohoto důvodu je navzdory výsledkům výše uvedené studie doporučováno začít léčbu DDR pomocí stabilizační dlahy a anterio - reposisiční dlahu použít v případě, že léčba není účinná.

Stabilizační dlaha je nejčastěji používanou dlahou v léčbě TMP. Jak již název dlahy napovídá, její účinek spočívá ve stabilizaci okluze a poměrů v čelistním kloubu, snižuje zatížení kloubu, odstraňuje artikulační překážky, snižuje aktivitu žvýkacích svalů, chrání zuby před abrazií spojené s bruxismem a také má placebo efekt. Stabilizační dlaha se zhotovuje především na horní čelist, kryje všechny zuby a její povrch je hladký. U správně vyartikulované stabilizační dlahy mají v retrudované poloze všechny zuby protilehlé čelisti bodový kontakt s dlahou, přední nakusná plocha umožňuje špičákové vedení při lateropulzích a řezákové vedení při propulzi. Vhodným doplněním dlahové léčby je posilování svalů v okolí čelistního kloubu izotonickým cvičením [13].

Pacient sedí za stolem, lokty má opřené o stůl, bradu položí do obou rukou. Při prvním cviku otevírá pacient ústa v rozsahu větším než je 15 mm (Obr. B.2a). Ruce tlačí bradu nahoru a dozadu. Při druhém cviku provádí lateropulze větší než 5 mm na pravou a levou stranu. Ruce tlačí proti směru pohybu mandibuly (Obr. B.2b).



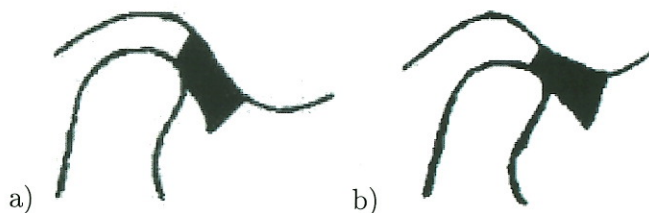
Obrázek B.2: Izotonické cvičení: a) Otevírání úst, b) Lateropulze.

Cviky začínají z interkuspidační polohy, jsou konány stálou rychlostí proti mírnému odporu, který vytváří ruce, do vzdálenosti, ve které ještě nedochází ke zvukovým fenoménům. Každý cvik se cvičí 8-10 x, minimálně 5 x denně. Účinnost cviků se zvyšuje s četností cvičení, ne počtem cviků během jednoho cvičení. Au a Klineberg [13] hodnotili účinnost uvedených cviků u pacientů se zvukovými fenomény, které byly nebolestivé a neměly reciproční charakter. U 82 % sledovaných pacientů ve věku 20-29 let zjistili po 6-ti měsíčním cvičení dlouhodobé vymizení zvukových fenoménů. Popsané zvukové fenomény byly pravděpodobně způsobeny dysbalancí žvýkacích svalů, která byla cvičením odstraněna.

B.3 Omezené otevírání úst

B.3.1 Dislokace disku bez redukce (DDNR)

Dislokace diskusu bez redukce (bez repozice) je považována za progresi dislokace diskusu s repozicí. Na kloubním diskusu a retrodiskální tkáni došlo k morfologickým a histologickým změnám, které znemožňují repozici kloubního diskusu. Diskus ztratil svoji bikonkávní konfiguraci a jeho zadní část spolu s retrodiskální tkání podléhá myxomatózním degenerativním změnám. Kloubní diskus zůstává dislokován i u otevřených úst a omezuje pohyblivost mandibuly (Obr. B.3a,b).



Obrázek B.3: Dislokace diskusu bez redukce: a) Poloha kloubního diskusu u zavřených úst, b) Poloha kloubního diskusu při otevřených ústech

Zhruba u dvou třetin pacientů s DDNR dochází během jednoho roku k adaptaci čelistního kloubu na dislokovaný diskus. Morfologicky změněný dislokovaný kloubní diskus je stálými pohyby dolní čelisti zatlačen do polohy, kde již neomezuje translační pohyb kondylu mandibuly.

Ten, kdo provádí mandibulární manipulaci umístí palec jedné ruky ve vestibulu dolní čelisti v oblasti premolárů na straně postiženého kloubu a ukazováček téže ruky na straně opačné v oblasti horních špičáků. Ukazováčkem a prsteníčkem druhé ruky fixujeme zezadu větve mandibuly na postižené straně (Obr. B.4a). Po správném umístění prstů vyzveme pacienta, aby bez protruze pohyboval dolní čelistí směrem ke zdravé straně. Dokud není dosaženo maximální lateropulze zůstávají zuby v mírném kontaktu. Po dosažení maximální lateropulze vyzveme pacienta, aby maximálně otevřel ústa. Lateropulzi a otevírání úst kontrolujeme a podporujeme prsty (Obr. B.4b). Studie, popisující tuto techniku, uvádí zlepšení otevírání úst nad 40 mm u 82 % pacientů mladších 30 let a u 28 % pacientů starších 30 let.

Mandibulární manipulace, kterou provádí pouze lékař. Ošetřující umístí palec pravé ruky na poslední molár na straně kloubu s dislokovaným diskusem a tlačí dopředu a dolů. Druhá ruka lékaře, která stabilizuje hlavu během manévru je opřena o m. temporalis na straně postiženého kloubu. Během manévru vyzve ošetřující lékař pacienta, aby se pokusil otevírat ústa a hýbat dolní čelistí dopředu a do stran. Před manipulací je vhodné snížit bolestivost v oblasti postiženého temporomandibulárního kloubu aplikací lokální anestezie nebo premedikací pacienta nesteroidními antiflogistiky. Po úspěšně provedené manipulaci, takové, která zvýší mobilitu dolní čelisti, by měl pacient začít nosit anterio - reпозиční dlahu, aby se zabránilo zpětné dislokaci diskusu. Anterio - reпозиční dlahu se nosí 24 hod. denně po dobu alespoň 10 dnů. Po uplynutí této doby se anterio - reпозиční dlahu používá 2 měsíce pouze na noc. Pokud zůstává diskus ve správném postavení i po 2 měsících je doporučeno vyměnit anterio - reпозиční dlahu, za dlahu stabilizační. Byl-li první pokus o repozici neúspěšný, můžeme jej 2-3 krát opakovat. Účinek manipulační techniky je vyšší pokud ji provádíme spolu s artrocentézou.

Artrocentéza je další možný způsob ošetření DDNR. Lze ji provést samostatně nebo před manipulační technikou. Principem této metody je propláchnutí horní kloubní štěrbinu sterilním fyziologickým roztokem. Přestože jde o minimálně invazivní výkon, který lze provádět i u ambulantních pacientů, jeho provedení patří do rukou odborníků. Při artrocentéze se do horního kloubního prostoru zavádí dvě silné jehly, jehla přítoková a jehla odtoková a provádí se laváž horní kloubní štěrbinu. Propláchnutím kloubu dojde k odplavení metabolických produktů zánětu, zrušení adhezí a pozánětlivých srůstů. To vede k snížení bolestivosti postiženého kloubu a zlepšení pohyblivosti dolní čelisti. Po výplachu můžeme již zavedenou jehlou aplikovat intraartikulárně léky, například kyselinu hyaluronovou nebo 1 % anestetikum. Úspěšnost samotné artrocentézy při redukci příznaků DDNR je kolem 50-70 %. Zvýšení pohyblivosti dolní čelisti nespočívá v nápravě vztahu mezi kloubním diskusem a kondylem, ale ve změně polohy diskusu, který brání translačnímu pohybu kondylu a v přerušování srůstů a adhezí v TMK.

Podle Kurity [72] se podaří vrátit diskus do správné polohy u 9 % pacientů s DDNR. Tyto výjimečné případy tvoří mladí pacienti, kteří přichází k ošetření bezprostředně po vzniku blokády a u kterých ještě nedošlo k irreverzibilním změnám na kloubním diskusu. Martini [77] popsal postup léčby, kterým bylo ošetřeno 1500 pacientů s DDNR. Pouze u 5 pacientů nevedl popsaný způsob léčby k odstranění obtíží a tito pacienti museli být léčeni chirurgicky. U 13 pacientů léčených konzervativním způsobem bylo provedeno vyšetření MR, které potvrdilo repozici diskusu.

Citovaná studii zahrnuje popis manipulační techniky a následnou fyzioterapeutickou léčbu.

V případě, že manipulace nevedla ke zvýšení mobility a u pacientů s chronickou DDNR je doporučeno zahájit léčbu stabilizační dlahou, která podpoří adaptativní změny vedoucí vytvoření pseudodiskusu ze zadního úponu kloubního diskusu. Anterio - repositionální dlahy je u pacientů s DDNR kontraindikována.

B.3.2 Adheze kloubního disku

Adheze kloubního diskusu je reverzibilní spojení kloubního diskusu a kloubní jamky, které zcela znemožňuje translační posun kondylu. Tato funkční porucha čelistního kloubu, která má podobný klinický obraz jako DDNR ale odlišnou etiologii, byla popsána v odborném sdělení Nitzan [85].

Klinický obraz: Nebolestivé, výrazné a náhle vzniklé omezení mobility dolní čelisti.

Pacient může otevřít ústa pouze v rozsahu rotačního pohybu kondylu mandibuly pod pevně fixovaným kloubním diskusem (13-28 mm). Protruze a lateropulze směrem ke zdravému kloubu jsou také omezeny. Lateropulze směrem k postižené straně zůstává na rozdíl od DDNR zachována v plném rozsahu. Během omezeného otevírání úst a při protruzi dochází k deviaci mandibuly k postižené straně. Palpačním vyšetřením není hmatán translační pohyb kondylu ani bolestivost v oblasti postiženého kloubu a žvýkacích svalů. Pacient udává bolest pouze v případě, když se snaží překonat omezení pohybu silou. Adheze kloubního diskusu vzniká náhle, bez předchozí anamnézy zvukových fenoménů nebo jiných příznaků poruch temporomandibulárního kloubu. RTG vyšetření je bez patologických změn na tvrdých tkání. Podle MNR je zachována bikonkávní konfigurace diskusu, který je ve správném postavení ke kondylu mandibuly. U tohoto onemocnění nedochází časem ke spontánní úpravě pohyblivosti mandibuly.

Léčba: Klasická konzervativní terapie, fyzioterapie a ani lokální anestézie kloubu a okolních svalů nevede ke zlepšení stavu. Metodou první volby je v tomto případě artrocentéza. Výplachem horního kloubního prostoru tekutinou dojde ke zrušení adheze diskusu ke kloubní jamce a obnovení translačního pohybu kondylu. Artrocentéza přináší v 90 % případů okamžité a dlouhodobé obnovení mobility dolní čelisti. K fixaci stavu po artrocentéze je doporučováno zhotovit stabilizační nákusnou dlahu, kterou pacient nosí týden po výkonu 24 hodin denně a následující dva týdny pouze noc.

K chirurgickému řešení obtíží musíme přistoupit pouze v ojedinělých případech. Chirurgická léčba je indikována v případě pokud se jedná o těžkou dysfunkci zhoršující kvalitu života pacienta a pacient dlouhodobě nereaguje na konzervativní léčbu. Tento způsob ošetření není indikován u pacientů, kteří nemají bolesti a funkce dolní čelisti je dostatečná. Všem chirurgickým zákrokům na TMK by mělo předcházet vyšetření MNR.

C.1 Cíl studie

Cílem studie bylo zhodnotit analgetický účinek neinvazivní laseroterapie v léčbě bolestivých stavů spojených s poruchou čelistního kloubu.

C.2 Metodika

Studijní skupina byla složena z 55-ti pacientů kloubní poradny Stomatologické kliniky 1 LF UK a VFN, kterým byla doporučena neinvazivní laseroterapie, do studie bylo vybráno 43 pacientů (5 mužů a 36 žen).

Podmínky zařazení do studie (alespoň jeden z uvedených příznaků) byly: laterální nebo posteriorní palpační citlivost TMK; palpační citlivost žvýkacích svalů na třech a více místech; bolest vyvolaná pohybem dolní čelisti. *Ze studie byli vyloučeni pacienti s:* bezbolestnými zvukovými fenomény; omezením pohyblivosti dolní čelisti způsobené dislokací kloubního disku; hypermobilitou dolní čelisti; systémovým onemocněním pohybového aparátu

Podle kritérií sestavených za účelem jednotné klasifikace poruch TMK (RDC/TMK) byli pacienti rozděleni do tří skupin:

Skupina A: 4 pacienti s myofasciální bolestí (s nebo bez omezení pohyblivosti dolní čelisti). Myofasciální bolest je svalového původu zahrnující bolest a palpačně citlivou svalovou oblast. Bolest je lokalizovaná v čelisti, spáncích, tváři, pretrageální oblasti, v uchu, v klidu nebo během činnosti dolní čelisti. Palpační bolestivost ve třech a více oblastech (m. temporalis post, med, ant; úpon m. masseter (2x), tělo m. masseter, úpon m. digastricus, submandibulární oblast, m. pterygoideus lat, šlacha m. temporalis). Alespoň jedno místo musí být na stejné straně, kde pacient udává bolest.

Skupina B: 7 pacientů s artralgií TMK (tj. bolestí kloubního pouzdra a synoviální výstelky). Palpační citlivost TMK byla laterálně a posteriorně. Pacient popisuje bolest v oblasti TMK alespoň při jedné z uvedených činností: během maximálního otevření úst, během pasivního otevírání úst do maxima, během lateropulze.

Skupina C: 12 pacientů s myofasciální bolestí a současně artralgií TMK

Vybavení: Terapeutický laser BLT 10, GaAlAs polovodičový laser s maximálním výkonem 400 mW emitující záření o vlnové délce 830 nm (obr. C.1).

Způsob aplikace: bodová, kontaktní, celkem 10 aplikací (2x týdně). *Léčebný postup:*

Skupina A: hustota energie 15 J/cm² na palpačně citlivá místa (podle vyšetřovacích schématu doporučeného RDC/TMD)

Skupina B: aplikována hustota energie 20 J/cm²: před tragus ucha při zavřených a otevřených ústech; přes přední stěnu zvukovodu při otevřených ústech; 2 cm před tragem ucha pod arcus zygomaticus při pootevřených ústech.

Skupina C: léčebný postup aplikovaný ve skupině A a B.



Obrázek C.1: Terapeutický laser BLT 10

C.3 Hodnocení léčby

Ke klasifikaci poruchy TMK byl použit Helkimo dysfunkční index. Pouze u některých pacientů bylo před a po léčbě provedeno termografické vyšetření.

Vstupní a kontrolní klinické vyšetření: Pohyblivost dolní čelisti; Bolest při pohybu dolní čelisti; Palpační vyšetření TMK; Intraorální a extraorální palpační vyšetření žvýkacích svalů; Symetričnost pohybu dolní čelisti a zvukové fenomény.

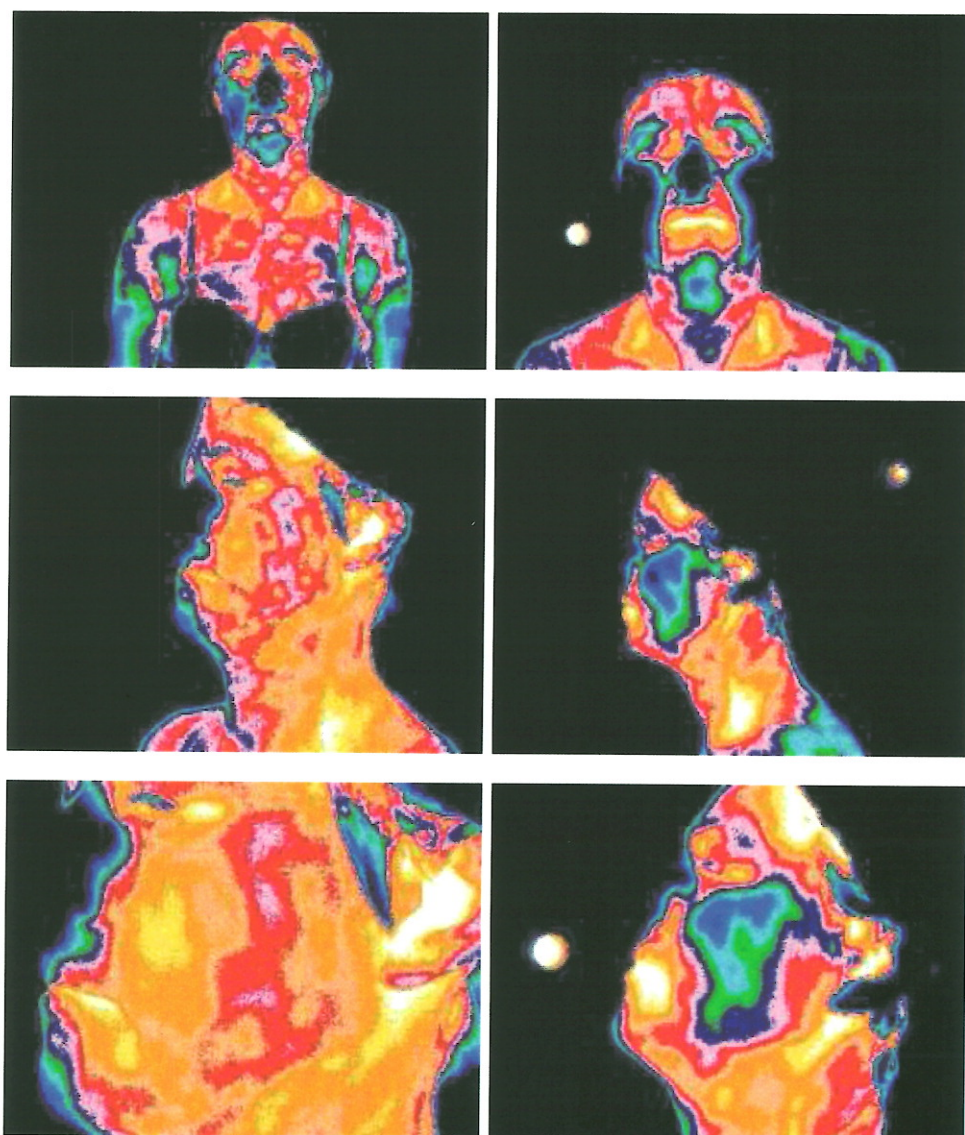
Subjektivní hodnocení pacienta: Přítomnost příznaků TMP; Hodnocení průběhu léčby; Hodnocení potřeby další léčby. K zajištění standardního postupu klinického vyšetření, získávání anamnestických dat a k hodnocení průběhu léčby byl sestaven dotazník. Ke klasifikaci poruchy TMK byl použit Helkimo dysfunkční index. Pouze u některých pacientů bylo před a po léčbě provedeno termografické vyšetření.

C.4 Výsledky

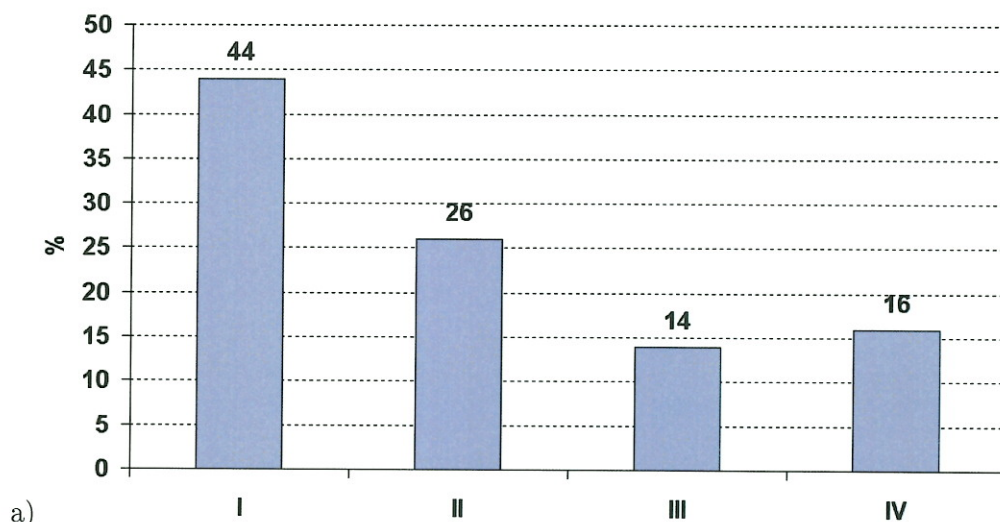
Z aplikace obou prezentovaných terapeutických postupů byly získány následující výsledky této léčby:

Termografické vyšetření: U většiny pacientů s myofasciální bolestí nebyla nalezena výrazná teplotní asymetrie mezi nebolestivou a bolestivou stranou obličeje. Pouze u některých pacientů byla nalezena výrazná teplotní asymetrie. U těchto pacientů bylo snížení bolesti doprovázeno vyrovnáním teplotního rozdílu mezi pravou a levou tvář (obr. C.2).

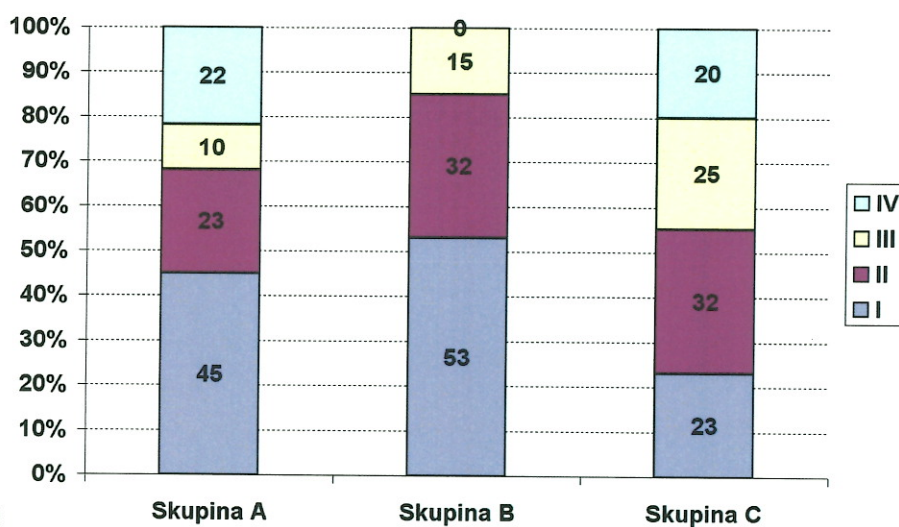
Léčba laserem: Výsledky tohoto léčebného postupu jsou přehledně uvedeny v následujících grafech (viz obr C.3).



Obrázek C.2: Pacientka s myofasciální bolestí trvající 6 let na levé straně. V levém sloupci stav před léčbou, v pravém sloupci po léčbě (po prvním cyklu laseroterapie).



a)



b)

Obrázek C.3: a) Výsledek léčby TMP - bez rozdělení na jednotlivé podskupiny TMP, b) Výsledek léčby TMP v jednotlivých diagnostických skupinách. **Legenda:** I. Stav zlepšen, pacient neudává potřebu další léčby, II. Stav zlepšen, pacient udává potřebu další léčby, III. Obtíže beze změn, IV. Pacienti, kteří nedokončili léčbu bez udání důvodu.

C.5 Diskuse a závěr

Ve stomatologické praxi našel terapeutický laser široké uplatnění pro své analgetické, protizánětlivé, stimulační a myorelaxační účinky. K léčbě TMP dá-áme přednost sondě emitující infračervené záření (830-904 nm) emitující záření a kontaktnímu způsobu aplikace. Oba tyto faktory ovlivňují hloubku průniku laserového záření.

Z předběžných výsledků této studie vyplývá, že aplikace terapeutického laseru vede ke snížení bolesti způsobené TMP. U pacientů s myofasciální bolestí (skupina A) byl zaznamenán rychlejší nástup analgetického účinku než u pacientů s artralgií (skupina B). Při léčbě myofasciální bolesti měla pozitivní terapeutický účinek aplikovaná hustota energie 15 J/cm². Snížení bolesti bylo popisováno i pacienty jejichž obtíže trvaly déle než 6 měsíců a byly rezistentní k předchozí léčbě. U dvou pacientů (z 43) jsme zaznamenali přechodné zvýšení bolesti po aplikaci laseru. Po snížení aplikované hustoty energie se u jednoho pacienta stav stabilizoval a následně došlo ke zmírnění bolesti. Druhý pacient z důvodu zhoršení bolesti přerušili laseroterapii.

U pacientů skupiny B a C (samostatná artralgie nebo artralgie a myofasciální bolesti) byl terapeutický účinek laseru nižší než ve skupině A (pacienti s myofasciální bolestí). Výsledky této studie jsou v souladu s výsledky z domácích i zahraniční literatury, které pozitivně hodnotí účinek terapeutického laseru v léčbě TMP. Na základě předběžných výsledků nelze zhodnotit zda je analgetický účinek terapeutického laseru krátkodobého, dlouhodobého nebo trvalého charakteru. Absencí kontrolní skupiny ošetřené neaktivním laserem nelze posoudit placebo efekt laseroterapie.

Podle předběžných výsledků studie je neinvazivní laseroterapie účinnou metodou v léčbě bolestivých stavů spojených s poruchou čelistního kloubu, především v léčbě bolesti svalového původu.

Příloha D

Soubor pacientů s TMP

V letech 2001-2010 bylo na Stomatologické klinice 1LF UK a VFN v "Kloubní poradně TMK" vyšetřeno na doporučení oblastních stomatologů z ČR (především ze středočeského kraje) 253 pacientů s klinickým podezřením na temporomandibulární poruchu (TMP). Každý nově příchozí pacient obdržel k vyplnění během své první návštěvy "Dotazník pro pacienty", který nám posloužil jednak k racionálnějšímu získání anamnézy a jednak ke statistickému zpracování dat.

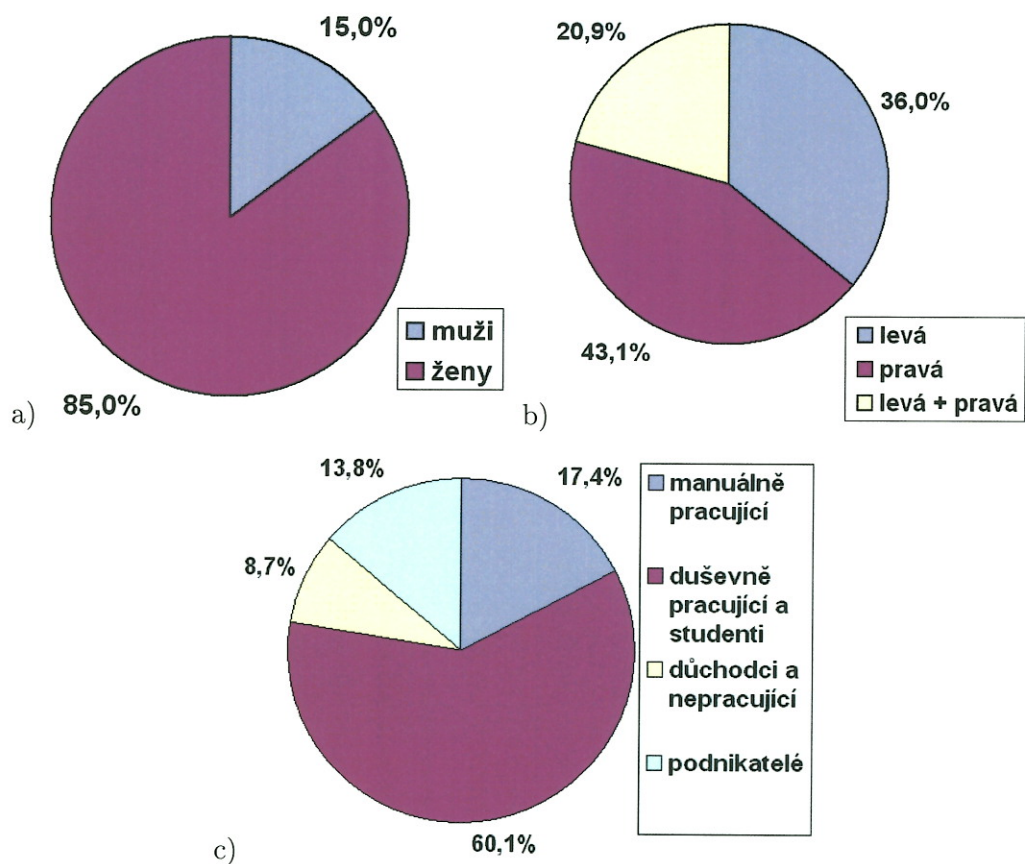
Pro snazší vyhodnocení těchto anamnestických dat jsme si vytvořili vlastní software v *Microsoft Access* z něhož jsme získali i následující názorné grafické zpracování našich pacientů s čelistními poruchami. Tento software je k dispozici i pro budoucí sledování pacientů s TMP v kloubní poradně.

Při diagnostice jsme byli limitováni technickým vybavením pracoviště a pochopitelně i ekonomickou dostupností některých vyšetřovacích metod (CT, NMR). Proto jsme tato vyšetření prováděli pouze u komplikovanějších a ne zcela jasných diagnostických závěrech. Spolupracovali jsme s MUDr. Věrou Peterovou, CSc. z NMR oddělení Radio-diagnostické kliniky 1LF UK a VFN v Praze, která námi zasláné pacienty vyšetřovala a vyhodnocovala užitím dynamického NMR (viz kapitola 5).

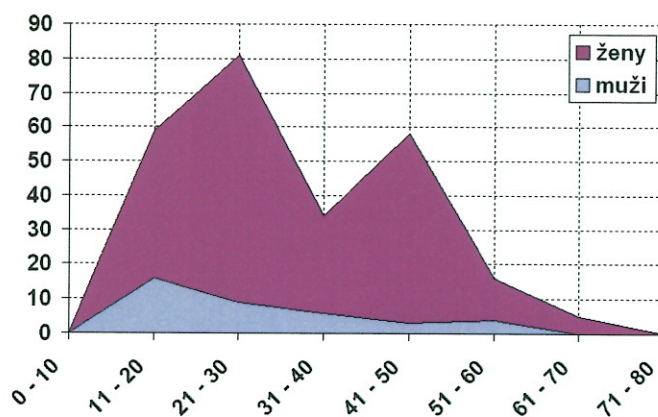
Při konzervativní léčbě jsme často využívali fyzikální terapii prostřednictvím nízko-výkonného laseru BLT 10 (GaAlAs, 830 nm, max výstup 400 mW) ve spolupráci s Ústavem biofyziky a informatiky 1LF UK v Praze. (viz Příloha C).

Při hodnocení úspěšnosti léčby jsme vycházeli ze subjektivních pocitů pacienta a z následujících kritérií ("Kriteria klinického uzdravení" podle American Association of Oral and Maxillfacial Surgeons):

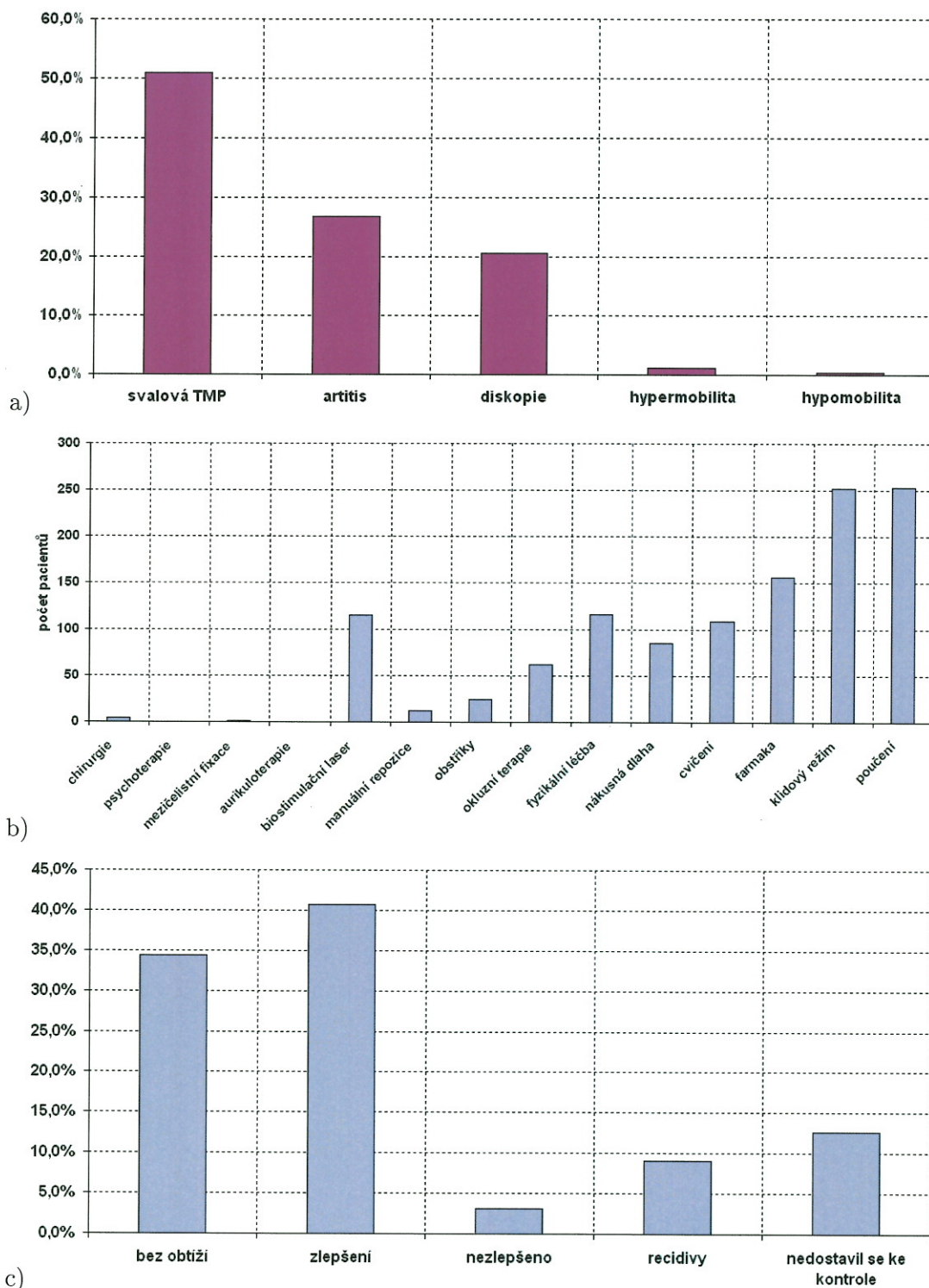
- maximální otevírací pohyb ≤ 35 mm
- pohyb při protruzi a lateropulzi ≤ 5 mm
- pacient je bez trvalé bolesti eventuálně je tak minimální, že ji nevěnuje svou pozornost a to i při zátěži (jídlo, mluvení, žvýkání)
- RTG neprokazuje degenerativní změny



Obrázek D.1: a) Rozdělení souboru pacientů s TMP podle pohlaví, b) subjektivní rozdělení pacientů podle příznaků stranového výskytu, c) rozdělení souboru pacientů podle povolání.



Obrázek D.2: Složení souboru pacientů s TMP podle věku a pohlaví.



Obrázek D.3: a) Přehled zjištěných TMP, b) četnost jednotlivých léčebných metod u TMP, c) přehled výsledků léčby TMP.