

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA
KATEDRA EXPERIMENTÁLNÍ FYZIKY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Optimalizace experimentální sestavy
pro zkoumání charakteristik fonace hrtanu



Vypracoval:	Bc. Antonín Lindner
Studijní program:	R20837 Fyzika
Studijní obor:	1702T001 Aplikovaná fyzika
Forma studia:	Prezenční
Vedoucí diplomové práce:	Mgr. Lukáš Kouřil, Ph.D.
Termín odevzdání práce:	Srpen 2023

Prohlášení a poděkování

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Lukáše Kouřila, Ph.D. a že jsem použil zdrojů, které cituji a uvádím v seznamu použitých pramenů. Vedoucímu práce patří velké díky za enormní míru trpělivosti, empatie, podpory, ochoty, příkladné vedení a veškerou intervenci, která dopomohla ke zdárné finální podobě práce. Další velké dík patří doc. RNDr. Janu Švecovi, Ph.D. a Hugo Lehoux, M. Sc. za jejich přívětivost, cenné rady v průběhu vývoje a možnost provádět experimenty na jejich pracovišti. Dále děkuji Mgr. René Vondráškovi za výpomoc a cenné rady v ohledu 3D tisku, Mgr. Leo Schlattauerovi, Ph.D. za zaškolení a výpomoc při výrobě tištěných plošných spojů, mému dědečkovi Františku Žaludovi za poskytnutí dílenských prostor a praktický úvod k obloukovému svařování s cennými rady. A v neposlední řadě děkuji za neutuchající podporu a lásku mých nejbližších - Andree Mikulášové, rodině a přátelům. Také děkuji IGA projektu vedeném na Univerzitě Palackého v Olomouci (IGA_PrF_2023_003) za finanční podporu mé práce.

V Ženevě dne 13. srpna 2023

.....
Bc. Antonín Lindner

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora	Bc. Antonín Lindner
Název práce	Optimalizace experimentální sestavy pro zkoumání charakteristik fonace hrtanu
Typ práce	Diplomová
Pracoviště	Katedra experimentální fyziky
Vedoucí práce	Mgr. Lukáš Kouřil, Ph.D.
Rok obhajoby práce	2023
Abstrakt	Hlas hraje významnou roli v lidské komunikaci a tak je tomu i u nemalé části živočišné říše. Přesto hlas v současnosti stále skrývá řadu neprobádaných mechanismů. Experimenty s preparátem hrtanu, tedy částí těla kde je utvářen základ hlasu pomocí vibrujících hlasivek, již v minulosti poskytly řadu převratných poznatků i mimo tvorbu hlasu. Proto se tato práce věnuje vývoji experimentální sestavy sloužící ke studiu tvorby hlasu, přičemž je cílem obohatit a optimalizovat současný stav experimentální sestavy pro zkoumání charakteristik fonace hrtanu v laboratoři pro studium hlasu na Univerzitě Palackého v Olomouci. Následkem je rozšíření experimentálních možností a zkvalitnění výsledků experimentálních snah. Toho je dosaženo pomocí mechanické konstrukce navržené specificky pro potřeby experimentu a využití plně elektronicky řízené manipulace s hrtanem.
Klíčová slova	hlas, fonace, tvorba hlasu, experiment s preparátem hrtanu
Počet stran	56
Jazyk	český

Bibliographical identification

Autor's first name and surname	Bc. Antonín Lindner
Title	Optimization of experimental setup for investigation of laryngeal phonation characteristics
Type of thesis	Master
Department	Department of Experimental Physics
Supervisor	Mgr. Lukáš Kouřil, Ph.D.
The year of presentation	2023
Abstract	<p>The voice plays a significant role in human communication, as well as in considerable portion of the animal kingdom. However, the voice still hides numerous unexplored mechanisms in the present time. Experiments with larynges, the part of the body where the foundation of voice is produced through the vibrations of the vocal cords, have previously produced many groundbreaking insights even beyond voice production. Therefore, this thesis focuses on developing an experimental setup intended for the study of the voice production. The objective is to enhance and optimize the current state of the experimental setup for investigating the characteristics of laryngeal phonation in a voice research laboratory at Palacký University in Olomouc. Consequently, this leads to an expansion of experimental possibilities and an improvement in the outcomes of experimental efforts. This is approached with mechanical construction designed specifically for experimental needs and by using fully electronic larynx manipulation.</p>
Keywords	voice, phonation, voice production, excised larynx experiment
Number of pages	56
Language	czech

Obsah

Úvod	6
1 Teoretický přehled problematiky	7
1.1 Anatomie hlasového ústrojí	7
1.1.1 Kostra hrtanu	7
1.1.2 Svalstvo hrtanu	8
1.1.3 Morfologie a vlastnosti hlasivek	10
1.2 Fyzikální náhled na hlasové ústrojí - teorie zdroje a filtru	10
1.2.1 Zdroj	12
1.2.2 Filtr	13
1.2.3 Matematický popis	14
2 Experimentální sestava pro studium tvorby hlasu na preparátu hrtanu	16
2.1 Historický vývoj a současné realizace experimentální sestavy	18
2.2 Experimentální sestava s mechanicky vyvolaným pohybem	18
2.3 Experimentální sestava s neuromuskulárně stimulovaným pohybem	22
2.4 Výchozí stav současné experimentální sestavy	22
3 Optimalizace experimentální sestavy	25
3.1 Mechanika	25
3.1.1 Kruhová kolejnice	26
3.1.2 Aretace hrtanu	28
3.1.3 Manipulace s chrupavkami hrtanu	31
3.2 Elektronika	34
3.3 Software	36
3.3.1 Architektura aplikace	37
3.3.2 Grafické rozhraní	40
3.3.3 Kalibrace	41
4 Demonstrace experimentální sestavy	43
4.1 Ověření funkčnosti sestavy	43
4.2 Demonstrace addukce a elongace	46
Závěr	53

Úvod

Lidský hlas lze vnímat jako nástroj, který člověk používá ke komunikaci či k umění. Současně jde o schopnost, která je mezi lidmi téměř samozřejmá a přísluší i řadě dalších živočichů. Z pohledu vědeckého je hlas jev, který navzdory své zaběhlosti, dlouhosáhlé přítomnosti v lidské společnosti a technologickému pokroku stále skýtá řadu neobjasněných vlastností příslušících jeho tvorbě. Tato práce je proto zaměřena na studium tvorby hlasu, kdy je pozorován jeho původ v hrtanu. Hrtan utváří prostor kde se nacházejí hlasivky, považované za počáteční prvek v řetězci tvorby hlasu. Způsob zkoumání je *ex vivo*. To znamená, že hrtan spolu s hlasivkami jsou vyjmuty z původního živého organismu a následně jsou studovány v laboratoři, kde je záměrem reprodukovat chování při tvorbě hlasu v živém organismu (fonaci), pozorovat jej a následně vyvozovat poznatky. A právě ve fázi reprodukce a pozorování se tato práce snaží přispět. Konkrétně optimalizací experimentální sestavy, která je k tomu určená.

Úvodní kapitola 1 poskytuje anatomický přehled hlasového ústrojí. Vysvětluje jak a z čeho je hrtan složen, jaké svalstvo je při tvorbě hlasu aktivní a z čeho jsou hlasivky složeny. Následuje fyzikální náhled, objasňující principy tvorby akustického signálu v hlasovém ústrojí a zejména představuje teorii zdroje a filtru, která poskytuje porozumění fyzikálním procesům za tvorbou hlasu. Zakončena je matematickým popisem, na kterém je teorie zdroje a filtru založena. Hlavnímu tématu, tedy experimentální sestavě pro studium tvorby hlasu, je věnována kapitola 2. Na problematiku je nejprve poskytnut náhled v kontextu historického vývoje. Jako příklad možných nároků a konkrétního provedení jsou rozebrány dvě existující sestavy se zajímavým kontrastem přístupu. Závěrem je rozebrán původní stav a nedostatky experimentální sestavy, která byla v rámci této práce optimalizována.

Samotná optimalizace experimentální sestavy (kapitola 3) je provedena ve třech rovinách - mechanika, elektronika a software. Mechanická část přináší inovativní návrh hojně využívající 3D tisku v kombinaci s hliníkovými díly. Elektronika zavádí využití krokových motorů pro manipulaci chrupavek hrtanu a siloměrů umožňující měřit vyvíjenou sílu na chrupavky hrtanu. Kontrola motorů a digitalizace síly jsou realizovány měřicí USB kartou LabJack U6 snadno ovladatelnou ze stolního PC či laptopu. Pro řízení experimentální sestavy je vytvořena aplikace založená na moderním programovacím jazyku Python. Aplikace umožňuje uživatelsky jednoduché řízení experimentu a nabízí využití PID regulátoru pro řízení krokových motorů k snadnému dosažení potřebné síly. Závěrem jsou v kapitole 4 prezentovány výsledky měření se skutečným hrtanem pro demonstraci a ověření funkčnosti experimentální sestavy.

Kapitola 1

Teoretický přehled problematiky

Hlavním objektem práce je experimentální sestava, operující s vypreparovanými vzorky hrtanů. Ty jsou uvedeny do fonace jejíž vlastnosti je možné modulovat a zejména pak sbírat data, která jsou relevantní pro charakterizaci fonace a ve finálním důsledku mohou být užitečné při studiu hlasu a jeho tvorby. Následující teoretický úvod má čtenáře seznámit se základní problematikou práce, která zahrnuje anatomii hrtanů a fyzikální úvahy v kontextu tvorby hlasu.

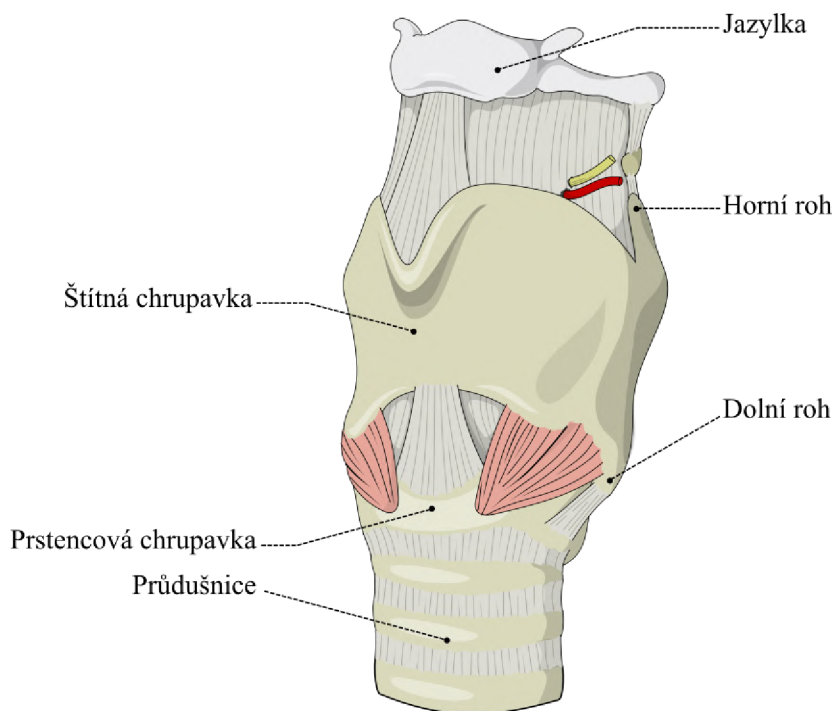
1.1 Anatomie hlasového ústrojí

Hrtan se nachází v anteriorní (přední) - superiorní (horní) části krku. Jedná se o komplexní strukturu tvaru trubice, která následuje po hltanu a navazuje na ní průdušnice (pořadí je dáno tokem vzduchu při nádechu). Hrtan je tak součástí dýchacího systému - proudí skrze něj vzduch a zabraňuje vdechnutí jídla. Avšak v kontextu této práce je důležitou úlohou hrtanu fonace (tvorba zvuku). Hrtan sice není za výslednou podobu hlasu plně zodpovědný, ale jeho role jakožto generátoru je pro tvorbu hlasu stěžejní a na vše ostatní lze nahlížet jako na modifikátory, které upravují původní akustický signál (vyprodukovaný hlasivkami uvnitř hrtanu).

1.1.1 Kostra hrtanu

Kostru hrtanu tvoří chrupavky a pouze jedna kost - **jazylka** (latinsky *os hyoideum*), pod kterou je zbytek hrtanu zavěšen. Jazylka je tvaru poloprstence a je zavěšená na výčnělky spánkových kostí. Až do výšky jazylky sahá nejvýše umístěná chrupavka hrtanu **příklopka hrtanová** (latinsky *epiglottis*). Jedná se o tenkou elastickou chrupavku (tvarem připomínající lístek) čnící směrem vzhůry. Příklopka je uchycena pomocí dvou vazů k jazylce a štítné chrupavce. Funkčně zabraňuje vniku potravy a tekutin do dýchacího systému. Při polykání se zaklopí přes vstupní otvor hrtanu a polknutý obsah je tak nasměrován do jícnu, tedy do trávicí soustavy. Pod jazylkou je zavěšena **štítná chrupavka** (latinsky *cartilago thyroidea*) skrze dva laterální (postranní) vazy, jeden anteriorní vaz a membrána vyplňující prostor mezi zmíněnými vazy. Jedná se o nejmasivnější chrupavku hrtanu s anteriorním výběžkem, nazývaný ohryzek (výrazný u mužů), který je spojnicí dvou párových laterálních plotýnek zakončených výběžky do anteriorního a inferiorního (dolního) směru na posteriorní (zadní) hraně plotýnek - horní a dolní roh. Štítná chrupavka obepíná hrtan a tvoří podstatnou část jeho pevného skeletu. Inferiorní výběžky

štítné chrupavky jsou současně s krikothyroidním vazem připojeny k **prstencové chrupavce** (latinsky *cartilago cricoidea*). Ta je koncovým článkem hrtanu a navazuje na ní průdušnice. Samotný název dobře vypovídá o tvaru této chrupavky, je to jediná plně cirkulární chrupavka hrtanu jejíž posteriorní strana je vyšší oproti anteriorní. Pro vizuální představu jsou na obrázku 1.1 ilustrovány zmíněné části hrtanu. Na posteriorně-superiorní hraně prstencové chrupavky se nachází **hlasivkové chru-**



Obrázek 1.1. *Ilustrace anteriorního pohledu na kostru hrtanu; upraveno z [1].*

pavky (latinsky *cartilago arytenoidea*), které jsou ilustrovány na obrázku 1.2. Jsou to miniaturní párové chrupavky, tvarem podobné čtyřstěnu. Na hlasivkových chrupavkách jsou tři podstatné výběžky - mediální (vnitřní) hlasivkový (na něj je upnutý hlasivkový vaz), laterální svalový a superiorní výběžek, na kterém se nachází miniaturní chrupavka (latinsky *cartilago corniculata*). Hlasivkové chrupavky mají volnost vykonávat rotační pohyb kolem svislé osy, což je hlavní způsob jak s hlasivky manipulovat a dovolují addukci (vzájemné přiblížení) a abdukci (rozevření) hlasivek. A právě addukce je nezbytný pohyb pro uvedené hlasivek do fonace [2, 3].

1.1.2 Svalstvo hrtanu

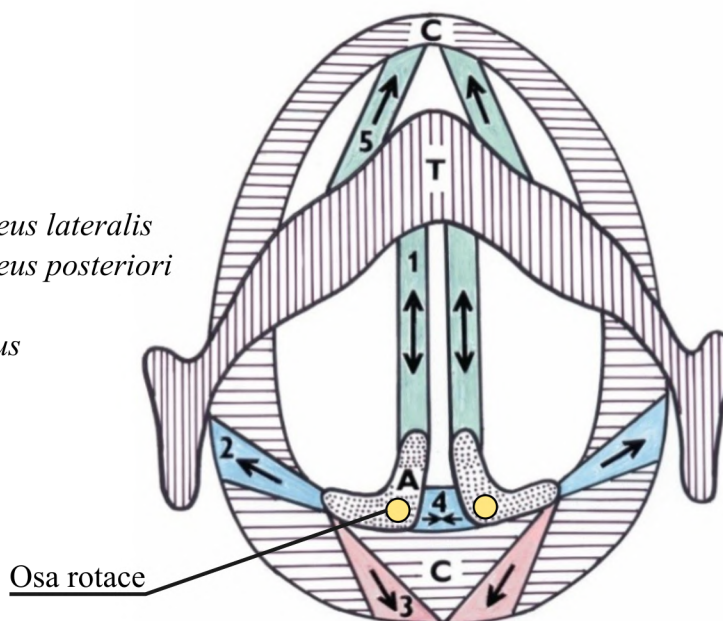
Pro obecnost lze svalstvo hrtanu rozdělit na vnější a vnitřní. Vnější svalstvo ukotvuje hrtan mezi okolní struktury, kterými je zejména jazylka a hrudní kost [3]. Avšak pro fonaci (a tuto práci) je podstatnější spíše vnitřní svalstvo, a proto popis vnějšího svalstva bude zanedbán.

Dle již zmíněných pohybů hlasivkových chrupavek (addukce a abdukce), lze rozčlenit i vnitřní svalstvo hlasivek. Tedy na svalstvo schopné hlasivkovou štěrbinu uzavírat - adduktory. A na svalstvo, které hlasivkovou štěrbinu naopak rozevívá - abduktory. Na obrázku 1.2 je schématický obrázek vnitřního svalstva hrtanu.

Musculus thyroarytenoideus (TA), česky zvaný jako **sval hlasivkový** je párový sval napnutý mezi chrupavkou štítnou a hlasivkovou. Anatomicky je dělen do

dvou svazků. Prvním je *musculus thyroarytenoideus internus* (zkráceně *musculus vocalis*), což je vnitřní část hlasivkového svalu, podélně připnutá k hlasivkovému vazu. Druhým, vnějším svalem je *musculus thyroarytenoideus externus* (zkráceně *musculus thyromuscularis*), odsazený od hlasivkového vazu *ob musculus vocalis*. Hypoteticky může *musculus thyromuscularis* rychle zkracovat hlasivky a *musculus vocalis* pracuje pro jemné ladění nejmediálnějších vláken. Společně oba svaly mohou kontrakcí měnit svou vlastní tloušťku a zvýšit tak tuhost svalu. TA tedy slouží při ladění výšky tónu a nastavování rejstříků.

- C - prstencová chrupavka
- T - štítná chrupavka
- A - hlasivková chrupavka
- 1 - sval hlasivkový
- 2 - *musculus cricoarytenoideus lateralis*
- 3 - *musculus cricoarytenoideus posteriori*
- 4 - *musculus arytenoideus*
- 5 - *musculus cricothyroideus*



Obrázek 1.2. Schéma vnitřních svalů hlasivkových; upraveno z [2].

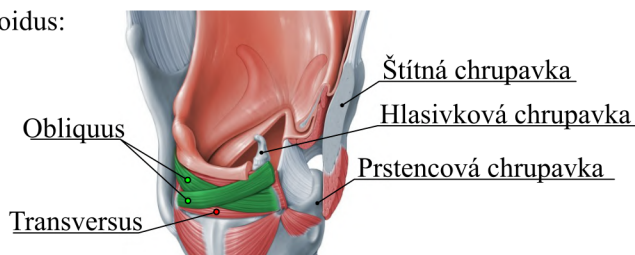
Musculus cricoarytenoideus lateralis (LCA) je párový sval upnutý k laterálnímu výběžku hlasivkových chrupavek a směřuje laterálně dolů kde se upíná ke chrupavce prstencové. Kontrakce svalu otáčí hlasivkové chrupavky a nutí hlasivky k addukci.

Pro otáčení hlasivkových chrupavek v opačném směru pracuje *musculus cricoarytenoideus posterior* (PCA). Je to tedy abduktor a jeho funkce je opačná svalu, kterému je věnován předchozí odstavec. Sval se též upíná k laterálním svalovým výběžkům hlasivkových chrupavek, avšak druhý konec se nachází směrem vzhůru na laterální klenbě prstencové chrupavky.

Musculus arytenoideus, česky sval hlasivkový, zahrnuje dva svaly (viz obrázek 1.3). První je párový *musculus arytenoideus obliquus*, který při posteriorním pohledu diagonálně propojuje vnitřní horní a dolní výběžek na hlasivkových chrupavkách. Pod ním se nachází nepárový sval *musculus arytenoideus transversus*, který je transverzální. Addukce díky LCA umožňuje docílit kontaktu hlasivek, avšak nikoliv úplnému uzavření hlasivkové štěrby. K úplnému uzavření dojde až díky *musculus arytenoideus*, který svou kontrakcí vzájemně přibližuje hlasivkové chrupavky.

Musculus cricothyroideus (CT), též zvaný jako vnější napínač, je párový sval dělený na dva svazky - *pars recta* a *pars obliqua*. Oba svazky jsou upnuty k anteriorní části chrupavky prstencové, avšak *pars recta* vede k anteriorní-inferiorní

Musculus arytenoidus:



Obrázek 1.3. *Musculus arytenoideus spolu s okolními chrupavkami*; upraveno z [4].

hraně a *pars obliqua* až k dolnímu rohu štítné chrupavky. Svou kontrakcí oba svazky přibližují anteriorní hranu štítné chrupavky k anterioru chrupavky prstencové a jsou tak prodlužovány hlasivky. Proto umožňují modulovat napnutí hlasivek a tedy i jejich vlastní frekvenci [2, 3, 5].

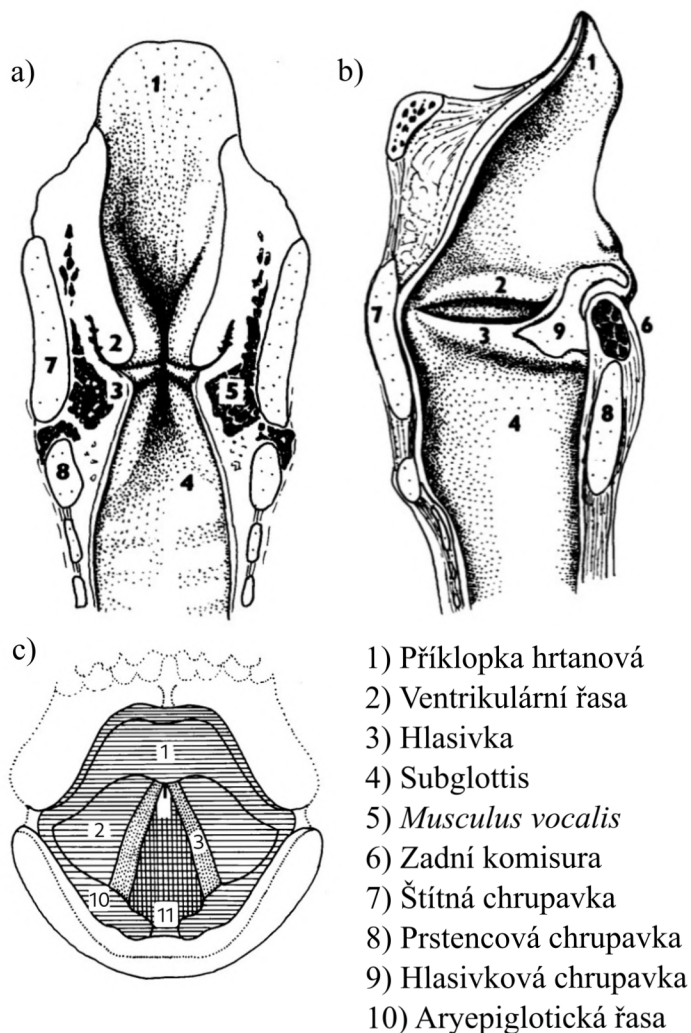
1.1.3 Morfologie a vlastnosti hlasivek

Hlasivky utvářejí nejužší část hrtanu, která se nachází na rozhraní štítné a prstencové chrupavky. Prostor mezi hlasivkami se nazývá *glottis*. Oblast pod hlasivkami se nazývá *subglottis* a oblast na nimi *supraglottis*. Nicméně bezprostředně nad hlasivkami je malý prostor - **výchlípek hrtanový**. Ten je zdola ohraničen hlasivkami a shora ventrikulárními řasami (též nazývané nepravé vazy hlasivkové), které pro tvorbu hlasu nemají tak významnou roli jako hlasivky, avšak ovlivňují tok vzduchu [6], což se na výsledné podobě hlasu může projevit. Nad ventrikulárními řasami tvoří vnitřní stěnu hrtanu kvadrangulární membrána a následují aryepiglotické řasy, které se účastní při zavírání hrtanu a zabraňují vniku nežádoucí hmoty do cest dýchacích. Na obrázku 1.4 je ilustrace řezů, které představují rozložení jednotlivých částí hrtanu.

Vnitřní struktura samotné hlasivky je ilustrována na obrázku 1.5, kde je její koronální řez. TA je vrstvený, povolný sval, inervovaný rekurentním laryngeálním nervem, což je jednou z větví tzv. zbloudilých nervů. Mechanické vlastnosti svalů výrazně závisí na vlastním stupni kontrakce. S vyšším stupněm kontrakce roste i konstanta elasticity a tím je tedy sval tužší, čímž se zvýší i vlastní frekvence kmitání samotné hlasivky. TA je pokryt hloubkovou vrstvou *lamina propria*, která je výrazně tlustší při hraně hlasivky a právě tato část je nazývána jako vaz hlasivkový. Hloubkový vrstva je složena z husté vazivové tkáně, která se skládá z kolagenních a elastických vláken [5].

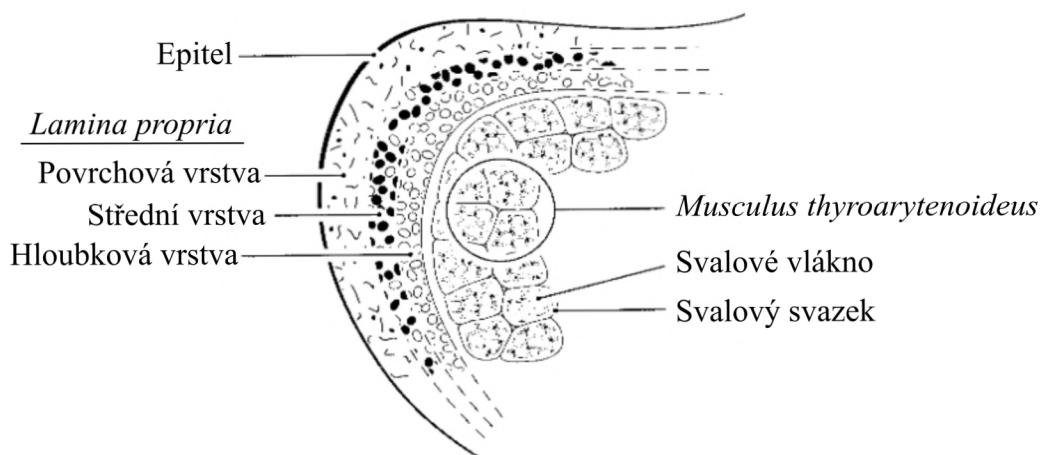
1.2 Fyzikální náhled na hlasové ústrojí - teorie zdroje a filtru

Jakožto konečný důsledek lidského hlasu lze v obecnosti pokládat vyprodukovaný akustický signál. Na něj nahlížíme jako na prostorové vlnění šířící se skrze částice média (obvykle vzduchu), které je pro přenos akustického signálu nezbytné. Lidský hlas pak v kooperaci se sluchovým vjemem pracují jako dva prvky, které lze přirovnat k vysílači a přijímači z terminologie která je vlastní teorii signálu a informace. Mezi nimi se však nachází přenosové médium schopné vlny přenášet, avšak dané médium nemusí nabývat ideálních vlastností a vysílaný signál tak může zkreslovat



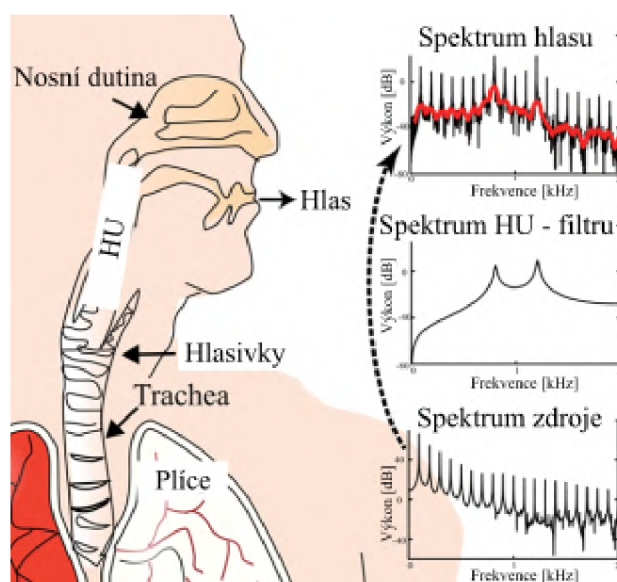
Supraglottis ≡ Glottis ▨ Infraglottis ▩

Obrázek 1.4. Ilustrace a) frontálního, b) sagitálního a c) transverzálního řezu hrtanem; upraveno z [2].



Obrázek 1.5. Koronální řez hlasivkou s popisky vnitřní struktury; upraveno z [5].

při jeho přenosu k přijímači. Na základě této úvahy si lze popsat tvorbu hlasu (fonaci) dle jednoduchého schématu **zdroje a filtru**. Prvky náležící vysílači, kterému v tomto přirovnání odpovídá hlasové ústrojí (HU), které vysílá akustický signál do okolí. Na obrázku 1.6 je ilustrace konceptu zdroje a filtru, který poskytuje stručný a srozumitelný náhled na problematiku. Výkonové spektrum zdroje (tj. generátor) vysílá akustický signál. Ten se šíří hlasovým ústrojím, které jej současně ovlivňuje svým charakteristickým spektrem HU (přenosová funkce filtru). Na výstupu je již finální podoba výkonového spektra hlasu, což je výstupem systému.



Obrázek 1.6. Ilustrace konceptu teorie zdroje a filtru. Výkonové spektrum zdroje je pro jednotlivé frekvence přenášeno přenosovou funkcí (viz kapitola 1.2.3) tedy spektrem HU, což dává finální spektrum hlasu vyznačené červenou křivkou na grafu v pravém horním rohu obrázku; upraveno z [7].

Detailnější pohled na fyzikální problematiku tvorby hlasu lze nabýt při zohlednění morfologie HU, elastických vlastností veškerých částí a případné vlastní pohyby pocházející z vně systému. Avšak v tomto přístupu se lze zatím obtížně opřít o “elegantní” matematický popis. Proto je v tomto ohledu nutné se odkázat na numerické simulace v odvětví počítačové aeroakustiky [8, 6].

1.2.1 Zdroj

Kauzalitou vzniku akustického signálu zdroje je proudící vzduch z plic, jehož prouděním jsou vybuzovány čtyři možné zdroje akustického signálu. Prvním zdrojem je vibrace samotných hlasivek, tedy **zdroj glotální**. Pokud se hlasivky vzájemně nachází v dostatečné blízkosti, proudící vzduch může směrem od subglotického traktu působit zdola na hlasivky a nutit je k rozevření. Analogii lze najít u přetlakového ventilu jehož průměr, skrze který je vzduch propouštěn, je závislý na přetlaku, v tomto případě pocházejícího od proudu vzduchu z trachey. Úplným otevřením se tlak mezi subglotickým a supraglotickým traktem vyrovná a hlasivkám již nic nebrání v návratu do jejich původní polohy - uzavření prostoru mezi nimi. Tento proces se dále periodicky opakuje a samotné hlasivky kmitají a jejich vlivem na průtok vzduchu je generován akustický signál, jemuž dále přispívají vibrace tkání

a také vzájemné nárazy hlasivek. Frekvenci, kterou hlasivky kmitají je označena jako základní frekvence f_0 . Ve spektrální oblasti, glotální zdroj určuje akustický výkon $P(f)$ pro základní frekvenci a její celočíselné násobky, tj. pro $P(nf_0)$, kde n jsou přirozená čísla. Glotální akustické vlny tvoří hlásky (tj. [a],[e],[i],[o],[u]), dvojhásky (tj. veškeré kombinace dvou hlásek) a znělé souhlásky (tj. [b],[d],[g],[v],[z],[ð],[ʒ],[ʧ],[ʤ],[h],[w],[n],[m],[r],[j],[ŋ],[l]) - viz fonetická abeceda [9].

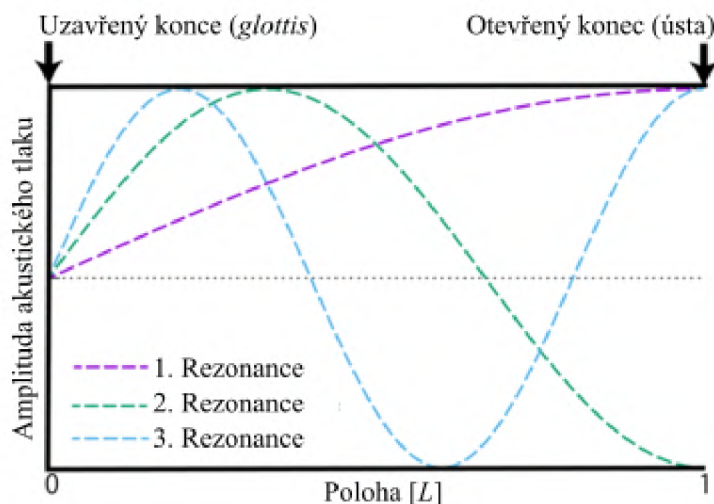
Další zdroje akustického signálu HU jsou šumového charakteru, které však mohou napomáhat v dotváření, případně zcela vytváří některé souhlásky. Akustický signál tohoto charakteru je tvořen turbulencemi, které vznikají při průtoku vzduchu skrze otvory (např. samotný hrtan) či štěrbiny (např. sevřené zuby). Takový signál je význačný náhodnými fluktuacemi vzduchu, širokým rozsahem ve frekvenční oblasti a aperiodicitou. Jedním z takových šumů je **šum aspirační**, který je aktivní při výrazném dýchání a pochází z oblasti shora blízké ke *glottis*. Dále **šum třecí** se vytváří při blízkém sevření některých částí supraglotického traktu (např. zuby, jazyk s horním patrem). Poslední kategorizovaný zdroj HU je **šum přechodový**. Ten vzniká v situaci kdy je proud vzduchu z plic zamezen uzavřením některých z částí a následným otevřením. "Naakumulovaný" vzduch, který vytváří přetlak na vnitřní straně překážky, je po otevření dané části prudce vytlačen a při výstupu utváří turbulence. Tento jev však generuje vzduch jen velmi krátce, tj. jednotky milisekund.

Některé projevy hlasu však mohou zahrnovat více zdrojů současně. Zajímavým příkladem může být souhláska [z], při které jsou aktivní hlasivky (glotální zdroj) i šum vytváření průchodem vzduchu skrze štěrbiny zubů (třecí šum). Nebo souhlásky [b], [p], [v], jež jsou kombinací opět glotálního zdroje a přechodového šumu [7].

1.2.2 Filtr

HU jako celek v této teorii představuje akustický filtr, který zkresluje akustický signál pocházející ze zdroje. Tento akustický filtr má svou vlastní přenosovou funkci (viz kapitola 1.2.1), která zkresluje původní spektrum zdroje. Charakteristika takového filtru závisí zejména na tvaru HU a případně na akusticko-mechanických vlastnostech tkání - akustické impedanci [10]. Jako jednoduchý a názorný příklad akustického filtru lze uvažovat válcovou trubici o délce L , kterou lze přirovnat k délce HU. Ta se pro dospělé jedince obou pohlaví pohybuje v rozsahu 13 až 20 cm [11]. Trubice je uzavřena pouze na jednom konci a na druhém je otevřena vnějšímu prostředí. Uvnitř trubice se šíří podélné (tj. rovnoběžně s délkou L) vlny, jejichž amplituda je v čase proměnlivá a koresponduje s lokálním tlakem. Pro tento případ mějme kvazistabilní řešení při kterém jsou uvnitř trubice utvořeny stojaté vlny (viz obrázek 1.7), jež přísluší uzlu na uzavřeném konci (*glottis*) a kmitna na konci otevřeném (ústa). Stojaté vlnění lze charakterizovat jako vlnění, jehož amplitudová maxima se v čase nemění a tedy se v jednotlivých bodech prostoru zachovávají. Uzel pak odpovídá místu s nulovou amplitudou a kmitna místu s největším amplitudovým maximem. Tyto stojaté vlny jsou charakterizovány vlnovou délkou λ . Umístění uzlu lze zdůvodnit omezeností pohybu molekul vzduchu u uzavřeného konce, kdežto na konci otevřeném, molekulám v longitudálním směru nic nebrání (pokud neuvažujeme jejich vzájemné srážky mezi sebou).

Jednotlivé vlny uvnitř trubice odpovídají rezonancím - frekvence, které filtr propouští bez potlačení. Pokud jsou vlnové délky jednotlivých rezonancí $\lambda = \frac{4}{kL}$, kde k jsou nezáporná lichá čísla, lze odvodit rezonanční frekvence jako $f = c/\lambda$, kde c je



Obrázek 1.7. Stojaté vlny uvnitř trubice o délce L , s uzavřeným a otevřeným koncem. Vlnové délky jednotlivých vln (rezonancí) jsou $4L$, $\frac{4}{3}L$ a $\frac{4}{5}L$; upraveno z [7].

rychlost šíření zvuku ve vzduchu, jenž je přibližně $c = 343 \text{ ms}^{-1}$. Rezonanční frekvence pak nabývají hodnot $f_n = 490k = (490, 1470, 2450, \dots \text{ Hz})$. Tyto rezonanční frekvence se v kontextu tvorby hlasu nazývají **formanty**.

Skrze výše popsany filtr se šíří akustický signál generovaný zdrojem. Spektrum akustického signálu zdroje (glotálního, šumového či kombinace obou) zahrnuje široké frekvenční spektrum. Akustický signál zdroje interaguje s filtrem při přenosu od zdroje a z HU vystupuje zkreslený. Frekvence vzdálené formantům v trubici nerezonují a jsou na výstupu potlačeny, avšak pro frekvence blízké formantům útlum klesá. Takový akustický signál je již finálním produktem, který se z úst dále šíří do okolí. Vliv filtru na spektrum zdroje lze popsat přenosovou funkcí, která definuje relativní pokles amplitudy v závislosti na frekvenci [7].

1.2.3 Matematický popis

Člověk je schopen téměř nezávisle ovládat fonaci (signál generovaný zdrojem) i artikulaci (vlastnosti filtru). Hlas, tedy výstupní akustický signál $y(t)$ v čase t , je proto považován za odezvu HU (filtru), který lze popsat impulzní odezvou $h(t)$, na signál zdroje $x(t)$. Dle teorie fourierových řad odpovídá libovolnému reálnému signálu v časové doméně $x(t)$ jeho fourierův obraz $\tilde{X}(f)$, tedy reprezentace signálu v doméně frekvenční, který spadá do množiny komplexních čísel a je závislý na frekvenci f . Vzájemný vztah mezi nimi udává spojitá Fourierova transformace $\mathcal{F}[x(t)]$:

$$\tilde{X}(f) = \mathcal{F}[x(t)] = \int x(t)e^{-2\pi ft} dt. \quad (1.1)$$

Jelikož je fourierův obraz komplexní číslo, nese informaci o amplitudě frekvenční komponenty $|\tilde{X}(f)|$, ale také o fázi $\phi(f) = \arctan\left(\frac{\text{Im}[\tilde{X}(f)]}{\text{Re}[\tilde{X}(f)]}\right)$ dané komponenty. Fourierův obraz lze pak vyjádřit více způsoby:

$$\tilde{X}(f) = \text{Re}[\tilde{X}(f)] + i\text{Im}[\tilde{X}(f)] = |\tilde{X}(f)|e^{-\phi(f)},$$

kde i je imaginární jednotka a funkce $\operatorname{Re}[\tilde{X}]$ a $\operatorname{Im}[\tilde{X}]$ vrací reálnou a imaginární část komplexního čísla \tilde{X} . Výstupní signál $y(t)$ v časové doméně je roven konvoluci (značená $*$) impulzní odezvy filtru $h(t)$ a vstupního signálu $x(t)$:

$$y(t) = h(t) * x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t - \tau)x(\tau)d\tau. \quad (1.2)$$

Impulzní odezva $h(t)$ je odezva lineárního filtru na jednotkový impuls $\delta(t)$, tj.

$$\delta(t) = \begin{cases} +\infty & \text{pro } t = 0 \\ 0 & \text{pro } t \neq 0 \end{cases} \quad \int_{-\infty}^{\infty} \delta(t)dt = 1,$$

$$h(t) * \delta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t - \tau)\delta(\tau)d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)d\tau = h(t).$$

Fourierovy transformace (1.1) konvoluce (1.2) dvou signálů lze odvodit konvoluční teorém:

$$\mathcal{F}[y(t)] = \mathcal{F}[h(t) * x(t)] = \tilde{H}(f)\tilde{X}(f) = \tilde{Y}(f), \quad (1.3)$$

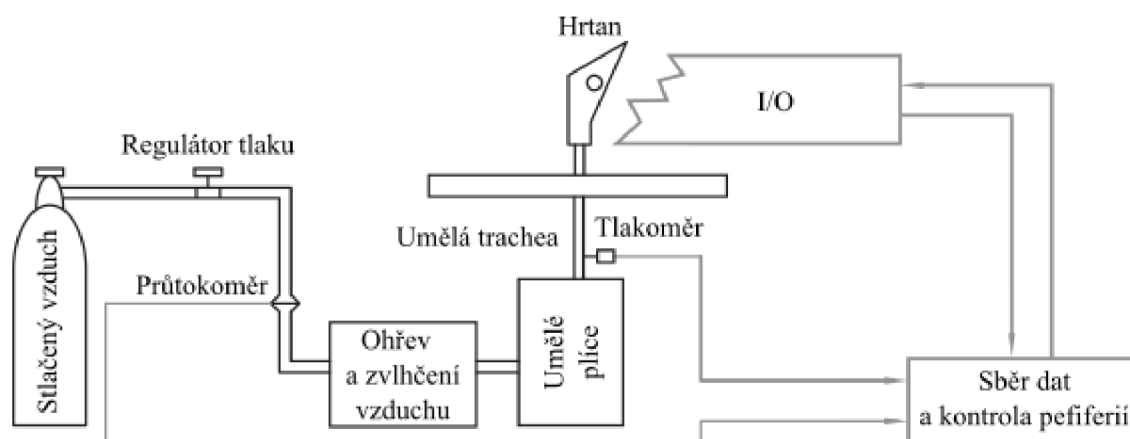
který nám v tomto případě definuje i přenosovou funkci $\tilde{H}(f) = \mathcal{F}[h(t)]$. Současně nám konvoluční teorém 1.3 elegantně popisuje efekt filtru na signál ve frekvenční doméně.

Jelikož je efekt filtru komutativní, tj. konvoluce v časové oblasti a násobení ve frekvenční oblasti, lze přenosovou funkci rozdělit na vícero částí. Například HU se může přidělit přenosová funkce $\tilde{T}(f)$ a ústní a nosní dutině funkce $\tilde{R}(f)$, které společně nabývají přenosové funkce celku $\tilde{H}(f) = \tilde{T}(f)\tilde{R}(f)$ [7, 12].

Kapitola 2

Experimentální sestava pro studium tvorby hlasu na preparátu hrtanu

Pro studium tvorby hlasu se nabízí několik přístupů. U přirozené tvorby hlasu, tj. u živého tvora s jím buzenou fonací, máme možnost *in vivo* (tj. v živém organismu) pozorování. Na jednu stranu pozorujeme tvorbu hlasu v celé své úplnosti a přirozenosti, avšak z hlediska stupňů volnosti je velice obtížné systém charakterizovat - hlas je ovlivňován velkou spoustou aspektů a mnohé z nich ani nedokáže mít pozorovaný jedinec plně pod kontrolou. Navíc příroda překypuje rozmanitostí a v případě lidských a zvířecích hlasových aparátů tomu není jinak. Proto každý testovaný “vzorek” vykazuje jiné charakteristiky a statistika, které by jednoznačně definované vstupní stupně volnosti přišly velice vhod, je v tomto odvětví obtížně aplikovatelná. Nabízí se tedy studium *ex vivo* (tj. mimo živý organismus). Konkrétně studium preparátů hrtanu, který lze v kontextu kapitoly 1.2 vnímat jako zdroj. Pozorování je tak bohužel ochuzeno o řadu aspektů, které k tvorbě hlasu neoddělitelně patří. Například ústní a nosní dutina, subglotický trakt, ale i kontrola veškerého svalstva - napodobení reálné podoby hlasu je nemožné. Na druhou stranu je však kontrola a manipulace v plné režii experimentu a hrtan lze studovat bez omezení, kterých je v případě *in vivo* pozorování mnoho jelikož je naprosto nemyslitelné pozorovanému jedinci negativně ovlivnit zdraví. Primární zájem studia hlasu je směřován na člověka. Avšak napříč savci lze najít řadu druhů jejichž hrtany jsou svými vlastnosti v kontextu fonace podobné. Např. prase, tur či jelen [13, 14].



Obrázek 2.1. Schéma experimentální sestavy s preparátem hrtanu; upraveno z [15].

Schéma experimentální sestavy je ilustrováno na obrázku 2.1. Hrtan, vypreparovaný posmrtně po zesnulém člověku či zvířeti, je nasazen na umělou tracheu [15]. Skrze ni je vháněn ohřátý a zvlhčený vzduch, který prochází přes umělé plíce jejichž účel je napodobit akustické vlastnosti subglotického traktu a upravováním rozměru umělých plic lze docílit fonace různých parametrů. Podstatný rozměr, který umělé plíce ovlivňují, je vzdálenost glottisu a dna plic. Ten určuje vlnové délky, tj. i frekvence, vln které v subglotickém traktu rezonují. Přímo analogii lze nalézt v kapitole 1.2.2. Dále, pokud uvažujeme konstantní tok vzduchu do umělých plic nad kterými je hrtan s hlasivkami konající addukci, frekvence kmitání hlasivek záporně závislá na objemu plic. Mějme například nádobu o objemu V s přetlakovým ventilem - nahrazuje hlasivky při addukci, který se otevírá při přetlaku Δp . Do nádoby je bočním otvorem vháněn plyn, který způsobuje konstantní nárůst množství plynu ϕ [mol/s]. V čase t bude množství plynu v nádobě

$$n(t) = n_0 + \phi t. \quad (2.1)$$

Ze stavové rovnice bude průběh tlaku v nádobě

$$p = \frac{Kn(t)}{V}, \quad (2.2)$$

kde K zahrnuje plynovou konstantu a teplotu, kterou uvažujeme konstantní. Tlak bude růst od počáteční hodnoty

$$p_0 = \frac{Kn_0}{V}. \quad (2.3)$$

Požadovaného přetlaku Δp (tj. tlak $p_0 + \Delta p$) pro otevření ventilu dosáhne systém v čase τ . Z této úvahy lze napsat stavovou rovnici jako

$$p + \Delta p = \frac{K}{V}(n_0 + \phi\tau), \quad (2.4)$$

odkud dostaneme periodu (případně frekvenci f)

$$\tau = \frac{1}{f} = \frac{V(p + \Delta p) - n_0}{\phi} \quad (2.5)$$

(pokud pro jednoduchost uvažujeme okamžité vyrovnání tlaku zpět na p_0 v okamžik otevření). Odtud vidíme závislost τ , které lze považovat za periodu kmitání hlasivek, na objemu plic při daném množství dodávaného plynu. Další část experimentální sestavy zahrnuje mechanickou manipulaci s hrtanem a jeho pozorování - lišící se dle potřeb experimentu. Společný aspekt je uvedení hrtanu do fonace, čehož je možné dosáhnout manuálně, zaaretováním hrtanu ve stavu vhodném k fonaci, nebo zaaretováním nezbytných částí a s možností mechanicky manipulovat s hrtanem (např. nutit hlasivky k addukci). Veškeré tyto aspekty experimentu lze zahrnout pod vstupy a výstupy komunikace s fyzikálním stavem hrtanu a proto jsou ve schématu souhrnně znázorněny pod blok I/O. Tato část je vysvětlena na dvou příkladech experimentální sestavy v kapitolách 2.2 a 2.3.

2.1 Historický vývoj a současné realizace experimentální sestavy

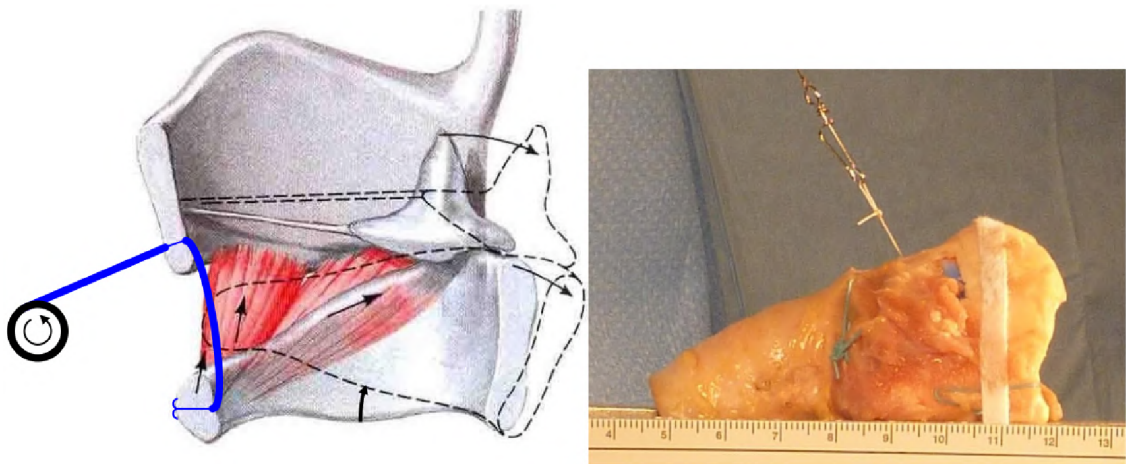
Mimo samotné poznání hlasu, přineslo experimentování s hrtanem první důkaz o schopnosti mozku skrze nervy ovládat pohyb jednotlivých částí těla. To bylo demonstrováno přerušáním rekurentního nervu (vedoucí od mozku k plicím a vracející se k hrtanu) u prasete, které následkem ztratilo schopnost vokalizace [16]. Další studium hrtanů je však směřované spíše na studium tvorby hlasu. První důkaz, že zdrojem hlasu jsou kmitající hlasivky v hrtanu pochází od francouzského anatoma Antoana Ferreina (1693 – 1769). V jeho experimentech bylo trubicemi, či přímo vháňen vzduch do hrtanu pomocí měchů při současné manuální manipulaci s hrtanem. Pozoroval a charakterizoval vibrace hlasivek, které sledoval holým okem skrze lupu [17]. Měření bylo pouze kvalitativní, přesto přineslo podstatné objevy:

- vibrace hlasivek je mechanismus zodpovědný za tvorbu zvuku,
- nárůst frekvence kmitání (výšky tónu) hlasivek lze dosáhnout napínáním hlasivek při kmitání.

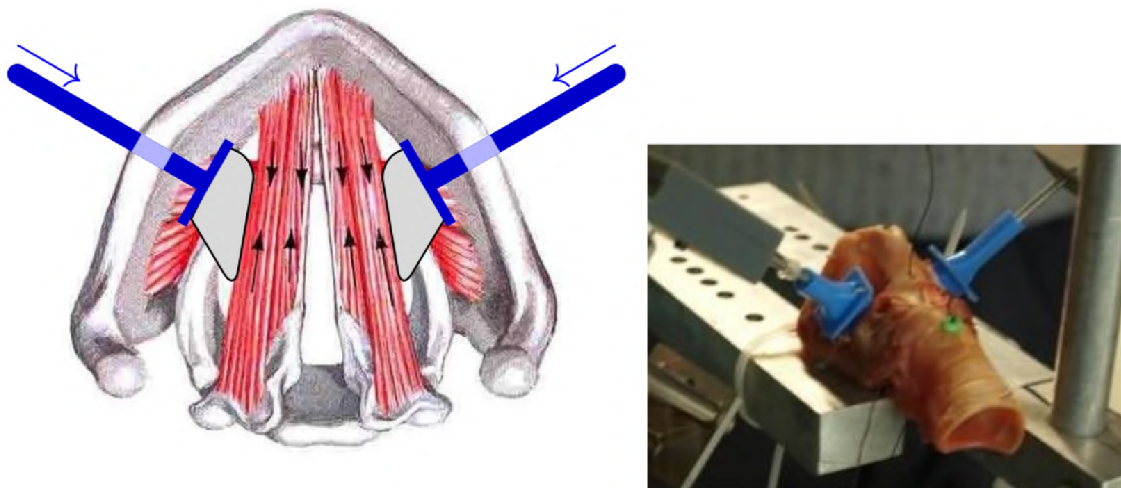
O století později navázal svým bádáním Müller (1801 - 1858), který přinesl komparativní přístup ve studiu produkce zvuku a zavedl experimentální sestavu pro studium tvorby hlasu na preparátu hrtanu jako vědecký přístroj [18]. Müllerův experiment dovedl hrtan zaaretovat a nutit k addukci a elongaci pomocí systému kalibrovaných závaží a kladek. Do hrtanu byl foukán vzduch experimentátorem (teplota a vlhkost proto odpovídají skutečným podmínkám) a tlak v trubici mezi ústy a hrtanem byl měřen manometrem. S technickým pokrokem v obrazovém záznamu přinesl Janwillem van den Berg (1920 - 1985) myoelastickou-aerodynamickou teorii [19], která bere v potaz i biofyzikální procesy a základní koncepty mechaniky tekutin. Van den Bergovy a následující experimenty lze již brát jako moderní podobu experimentů s preparátem hrtanu [15].

2.2 Experimentální sestava s mechanicky vyvolaným pohybem

Hrtan leží v horizontální poloze anteriorní stranou vzhůru a je přitlačen posteriorními hrany štítné chrupavky na rám s nastavitelnou roztečí aby vyhovoval rozpětí štítné chrupavky a dovoloval pohyb trachee. Sval CT je nahrazen tahacím systémem názorném na obrázku 2.2. Tahací lanko je ukotvena na chrupavce prstencové a prochází otvorem ve štítné chrupavce a je natahováno zařízením pohyblivém v mediální rovině nad hrtanem. Další sval se simulovanou kontrakcí je TA. Sval při své kontrakci přispívá k tloušťce hlasivkových vazů, čehož je dosaženo Montgomery® implantátem (MI) [21], kterým pohybují lineární motory (viz obrázek 2.3). Třetí sval jehož funkce je v sestavě nahrazen je LCA. Nahrazen je vláknem, které prochází skrze hlasivkovou chrupavku na laterálním výběžku, viz obrázek 2.4. Vlákno je pak vedeno napínáno v anteriorním směru čímž způsobuje addukci. Posledním funkčně nahrazeným svalem je PCA. Opět na konečcích laterálních výběžků hlasivkových chrupavek je ukotven konec vlákna, které pokračuje podél PCA svalu a v určité části je vnořeno



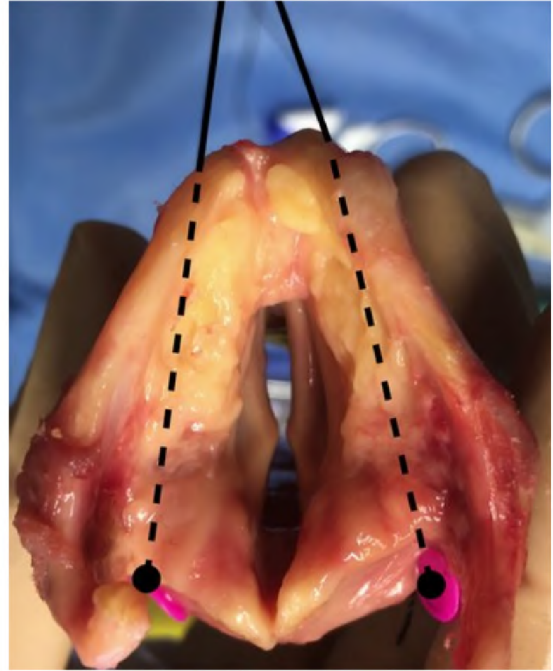
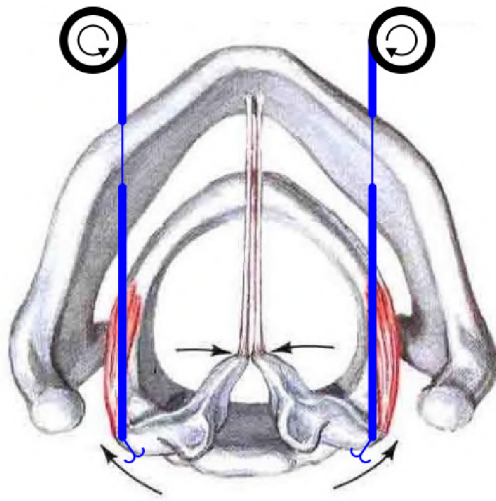
Obrázek 2.2. Řešení pro pohyb nahrazující kontrakci CT svalu; převzato z [20].



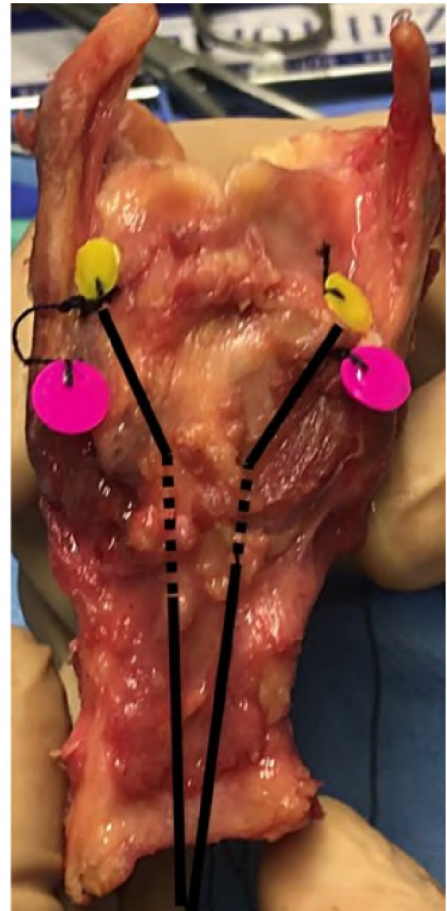
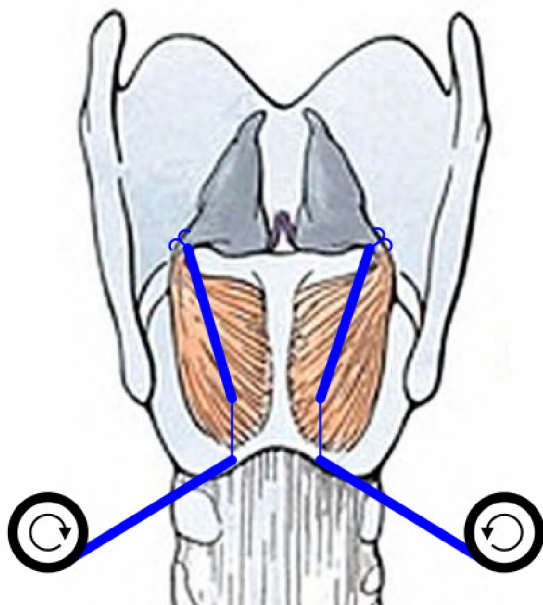
Obrázek 2.3. Řešení pro pohyb nahrazující kontrakci TA svalu; převzato z [20].

do hmoty svalu a pokračuje do inferiorního směru odkud je napínáno. Provedení je vyobrazeno na obrázku 2.5.

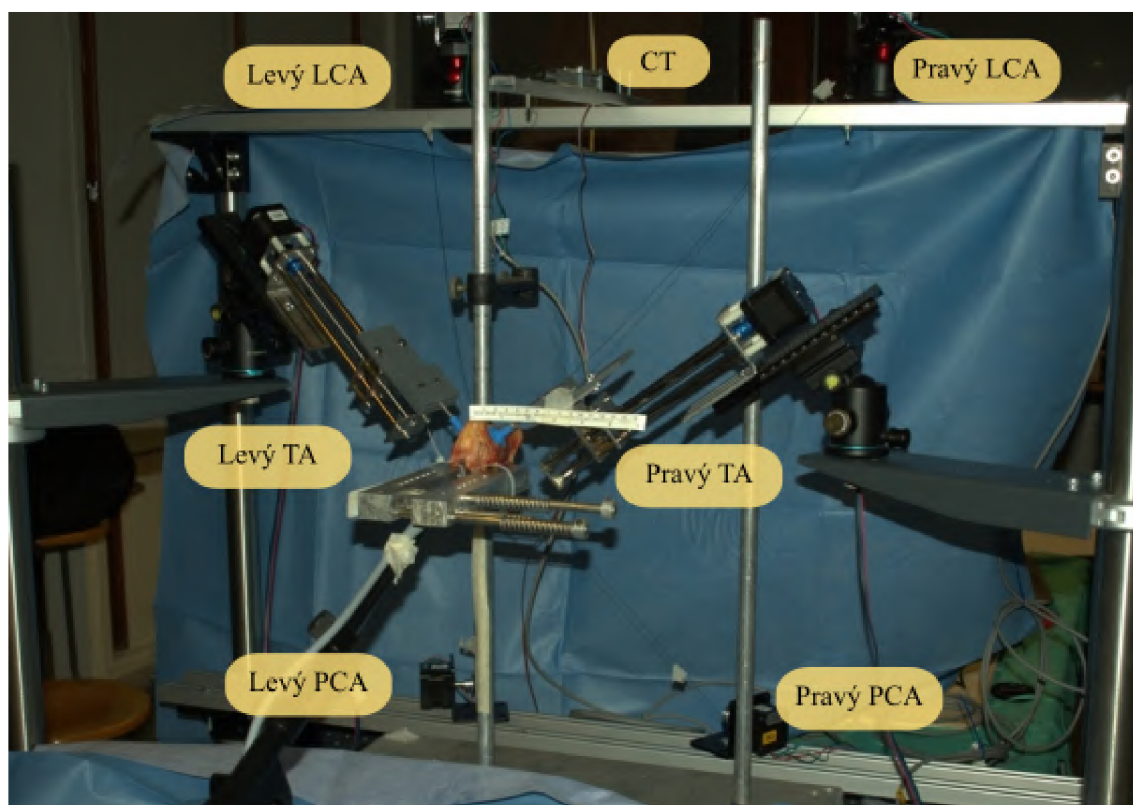
Na obrázku 2.6 lze vidět fotografii celé experimentální sestavy spolu s označenými pohyblivými částmi. Veškeré pohyby jsou řešeny krokovými motory, které navíjí vlákna a přenášejí sílu na požadované chrupavky. Pouze MI jsou manipulovány skrze závitovou tyč, která svým otáčením vede plošinku s tyčí držící MI. Do hrtanu je vpouštěn vzduch skrze elektronicky řízený ventil od turbíny. Vzduch prochází skrze agregát pro ohřívání a vlhčení vzduchu jehož průtok je měřen průtokoměrem. Vstup do hrtanu je kolem hadice utěsněn balónkem. Crico-thyroidní membránu protíná katetr s diferenciálním tlakoměrem pro měření subglotického tlaku. Ve vzdálenosti 30 cm od hrtanu je umístěn mikrofon pro měření vyprodukovaného akustického signálu. Aditivně je použit i sondovací mikrofon vedoucí k trachee podél těsnícího balónku. Vibrace hlasivek jsou současně zaznamenány elektroglotografem [22] s elektrodami na anteriorní části membrány štítné chrupavky. Hrtan je nahráván vysokorychlostní kamerou se vzorkovací frekvencí 5000 snímků za vteřinu. Pro měření kontaktní síly mezi hlasivkami, je mezi hlasivky vložen piezoelektrický transducer. Mechanicky je experiment řešen sadou kovových tyčí, profilů, obráběných kusů a stativů.



Obrázek 2.4. Řešení pro pohyb nahrazující kontrakci LCA svalů; převzato z [20].



Obrázek 2.5. Řešení pro pohyb nahrazující kontrakci PCA svalů; převzato z [20].



Obrázek 2.6. *Fotografie experimentální sestavy s mechanickou manipulací; upraveno z [20].*

2.3 Experimentální sestava s neuromuskulárně stimulovaným pohybem

V předchozí kapitole 2.2 byla popsána poměrně komplexní experimentální sestava s řadou zařízení, které může experiment zahrnovat (senzory a mechanika). Lze ji brát jako dobrý příklad, jelikož z hlediska senzorů zahrnuje téměř veškeré potřeby které může experiment zahrnovat. V této kapitole se proto omezíme pouze na způsob manipulace, který se svým přístupem zajímavě liší. Současně kapitola doplní úvahy v kontextu fyziologických změn umrtveného hrtanu, které jsou u *ex vivo* experimentů nevyhnutelné a způsobují nežádoucí rozdíly oproti hrtanu *in vivo*.

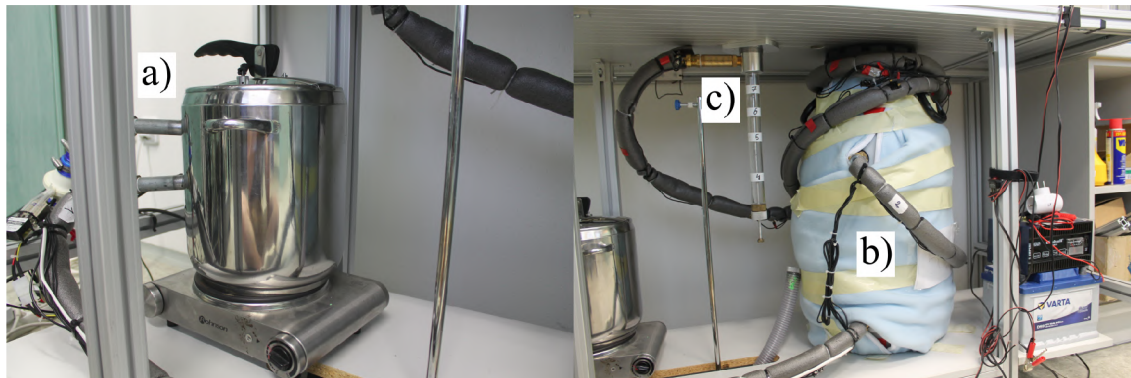
V práci [23] byl proveden experiment s hrtanem 2 hodiny po kardiálním úmrtí. Takový hrtan je prokrvený a tedy fyziologicky funkční - svaly jsou schopné mechanicky reagovat na vzruchy nervové soustavy. Vzruch nervové soustavy je metabolická změna chemickofyzikální povahy šířící se po nervovém či svalovém vlákně a finálně vyvolávající potenciál na receptorech [24]. Svalovou aktivitu tak lze vyvolat i uměle, tj. pomocí neuromuskulární elektrické stimulace [25]. Při fonaci dosažené mechanickým pohybem na umrtveném hrtanu, vlastnost svalů plně neodpovídá fyziologickým vlastnostem při přirozené fonaci - *in vivo* fyziologicky aktivnímu (živému) hrtanu. Zejména sval TA, který ovlivňuje objem a tuhost hlasivek podstatných pro vlastnosti fonace. Mimo to, na vlastnosti měkkých tkání se podepisuje i úroveň prokrvení, tok krve a hydratace např. změnou elasticity - efekt stárnutí hrtanu [26].

Snahou experimentu je maximálně fyziologicky napodobit vlastnosti *in vivo* hrtanu. Tok krve žilami byl obnoven infuzí za pomoci perfuzní pumpy dodávající krev v pulzním režimu čímž napodobuje pumpování srdce, systolický (60 až 80 mm sloupce rtuti) a diastolický tlak při charakteristických 60 pulzech za minutu. Krev byla dodána z krevního odběru reálného pacienta. Ta se však ředí látkami pro konzervaci krve, které je snaha filtrovat. Experiment v průběhu monitoroval pH, parciální tlak kyslíku a úroveň množství elektrolytů (sodík, chlor a jiné - látky, které podporují a umožňují přirozenou svalovou aktivitu) [27]. Na základě těchto naměřených parametrů byla dle potřeby modifikována dodávaná krev, aby stav orgánů odpovídal požadavkům. Po hodině relaxace s obnoveným krevním tokem byly orgány neuromuskulárně aktivovány konstantním elektrickým proudem skrze rekurentní nerv a byla pozorována svalová aktivace hrtanu. Doposud byl záměr pouze ověřit schopnost svalstva reagovat na podnět nervové soustavy. Dále, pro manipulaci svalstva byly vloženy háčkové bipolární elektrody [28] na konce svalů CT a LTA (adduktor), které byly konstantně stimulovány elektrickým proudem o frekvenci 60 Hz. Elektrody byly vsunuty ke svalům skrze štítnou chrupavku [23].

2.4 Výchozí stav současné experimentální sestavy

Experimentální sestava pro studium tvorby hlasu na preparátu hrtanu v laboratoři pro výzkum hlasu katedry experimentální fyziky Univerzity Palackého v Olomouci byla před intervencí této práce schopna poskytnout zajímavá měření, viz publikace [29, 30]. Popis začneme zdrojem dodávaného vzduchu do hrtanu, který ve finálním důsledku budí kmity hlasivek. Vzduch je v prvotní fázi vháněn do systému vzduchovým kompresorem Resun LP 100, který dodává dostatečný objem vzduchu (140 litrů za minutu), je tichý (nevnáší hluk do akustických měření) a s bezolejovým

mazáním (nevnáší olejové nečistoty do výstupního vzduchu). Pro zvlhčení a ohřátí je vzduch hnán skrze hrnec s vodou na elektrickém ohříváči (obrázek 2.7a) odkud pokračuje do nádoby o objemu 50-ti litrů (obrázek 2.7b) simulující plíce, v níž je umístěna polyuretanová pěna pro akustickou absorpci nežádoucích šumů. Odtud se vzduch šíří do umělé trachey (obrázek 2.7c) skrze tenké štěrbinu viz obrázek 2.8c.



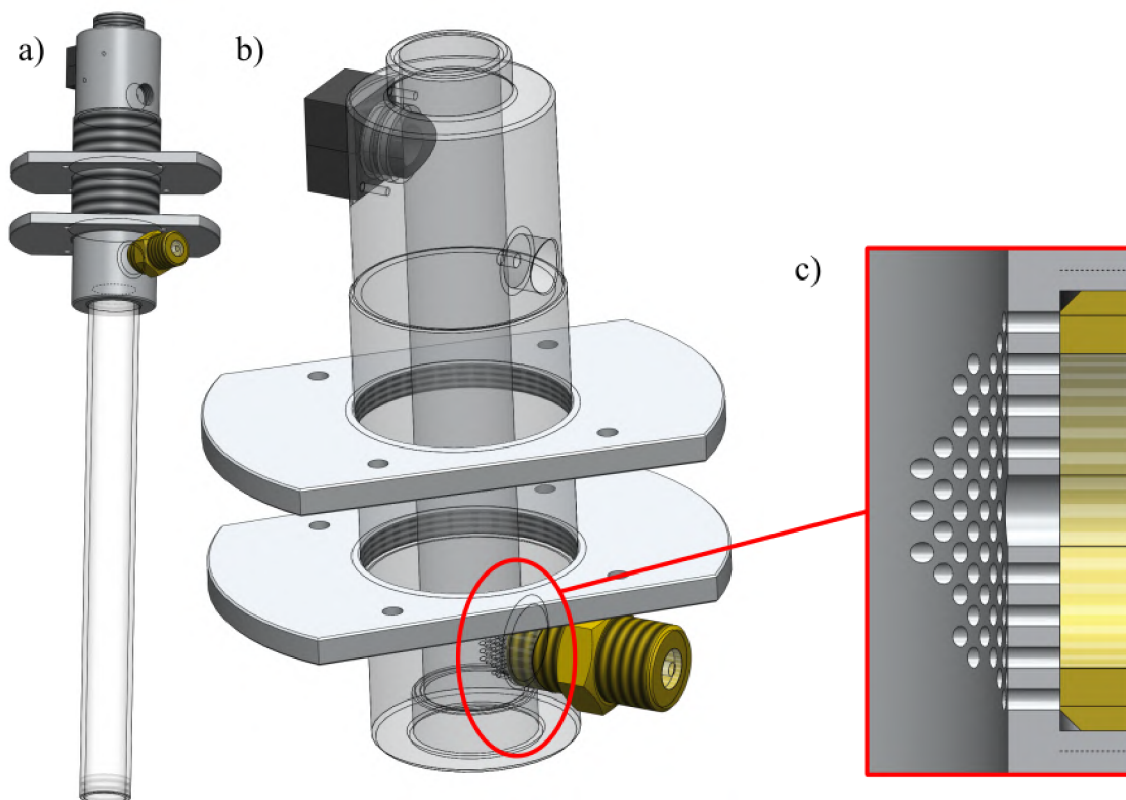
Obrázek 2.7. Fotografie a) hrnce pro ohřátí a zvlhčení vzduchu, b) umělých plic a c) umělé trachey.¹

Umělá trachea je akusticky významná jelikož svými rozměry definuje formanty, které v trachee rezonují. Trachea je řešena trubicí z polymethylmethakrylátu o vnitřním průměru 52 mm se závity na obou koncích trubice. Horní závit je našroubován k dílu (obrázek 2.8a) upevněném na experimentální lavici. Tento díl (obrázek 2.8b) je opatřen třemi postranními otvory, jedním horním a již zmíněným dolním na kterém je našroubovaná trubice. Všechny jsou opatřeny závitem. První postranní otvor slouží pro přívod vzduchu skrze štěrbinu příslušící dílu (detail na obrázku 2.8b). Další dva postranní otvory umožňují montáž laryngoskopu a tlakového snímače. Na horní otvor je našroubovaná redukce která ústí přímo do hrtanu. Potřeba vyměnitelné redukce je z důvodu různých rozměrů měřených hrtanu. Proto výbava laboratoře disponuje i řadou redukcí o různých průměrech. Spodní část trubice lze použít ve dvou variantách. První varianta je pro experiment s oscilacemi v anechoických podmínkách. Od trachey je vyžadována absence rezonančních vlastností čehož je v tomto případě docíleno nasazením hadice, která je zakončena polyuretanovou pěnou na konci. Záměr je tedy pohltit veškerý akustický signál šířící se v opačném směru od hrtanu, aby se neodrážel zpět k hrtanu. Druhá varianta rezonance naopak vyžaduje a také umožňuje jejich modifikaci. To je řešeno namontováním pístu, který umožňuje měnit akusticky aktivní délku trubice a škálovat formanty. Píst je zachycen na fotografii v obrázku 2.7c [29].

Pro měření průtoku vzduchu, který je do apertury vháněn, je bezprostředně za kompresorem umístěn mechanický průtokoměr. Umožňuje kontrolovat dodávané množství vzduchu. Hned za mechanickým následuje i elektronický průtokoměr, který poskytuje záznam průtoku v analogové podobě. Při experimentu lze využívat elektroglotograf (Glottal Enterprise EG2-PC), schopný měřit okamžitou kontaktní plochu hlasivek pomocí dvou elektrod umístěných po stranách štítné chrupavky. Subglotický tlak lze měřit tlakovým transducerem o průměru 2,4 mm (Kulite XCQ093) s citlivostí v rozsahu 0 až 150 kHz, čímž lze měřit stejnosměrnou (DC) i střídavou

¹Fotografie poskytl Hugo Lehaux dne 24. 8. 2023

²Obrázky poskytl Petr Hájek dne 14. 6. 2023



Obrázek 2.8. Model umělé trachey: a) rezonanční trubice nasazená na horním dílu, b) horní díl umělé trachey, c) detail otvoru se štěrbinami pro přívod vzduchu.²

(AC) složku tlaku. Transducer je umístěn uvnitř obdobně široké kovové trubičky, která je ohřívána topným drátem omotaným na vně trubičky pro omezení kondenzace vody poblíž senzoru. Trubička je pak okrajem vsunuta skrze prstencovou chrupavku odkud sdílí objem se subglotickým traktem. Akustický signál šířený vně hrtanu je nahráván mikrofonom (MicW M416) a dynamika hlasivek vysokorychlostní kamerou (Photron Fastcam Mini AX100 54).

Mechanika experimentální sestavy stojí na využívání hliníkových profilů v rámci konstrukčního systému Kanya [31]. Základ tvoří lavice s T drážkami podél celé lavice v jednom směru. Do těchto drážek se následně připevňují další hliníkové díly svisle čnicí vzhůru. Na ně se pak upevňují další ramena, přístroje, či prvky pro uchycení hrtanu dle potřeb experimentu. Mechanika však postrádá koncept, který by jednoznačně určoval jak hrtan do sestavy nainstalovat, jak manipulovat s hrtanem a jak docílit fonace. To do experimentů vnáší dva markantní nedostatky. První je téměř nemožné dosažení opakovatelnosti měření. Fonace lze dosáhnout jen manuální manipulací prvky soustavy či hrtanem a její dosažení je poměrně obtížné. Opakované dosažení fonace při podobném stavu hrtanu (vzhledem k polohám jednotlivých chrupavek a vnějším silám, které jsou na ně aplikovány) lze pokládat za nemožné. Druhý nedostatek je ergonomie sestavy. Vzhledem k časové degradaci hrtanu je výhodné minimalizovat čas strávený přípravou, tj. aretace a uvedení do fonace. Zkrácením doby přípravy je pak prodlužován možný experimentální čas.

Kapitola 3

Optimalizace experimentální sestavy

Ke konci předchozí kapitoly byly uvedeny nedostatky výchozí experimentální sestavy, jejichž minimalizace je prioritou při optimalizaci sestavy. K řešení obou problémů, tj. opakovatelnosti a ergonomie, je v této práci přistupováno stejnou ideologií - navrhnout sestavu spolu se systematickou přípravou tak, aby splňovaly následující kritéria:

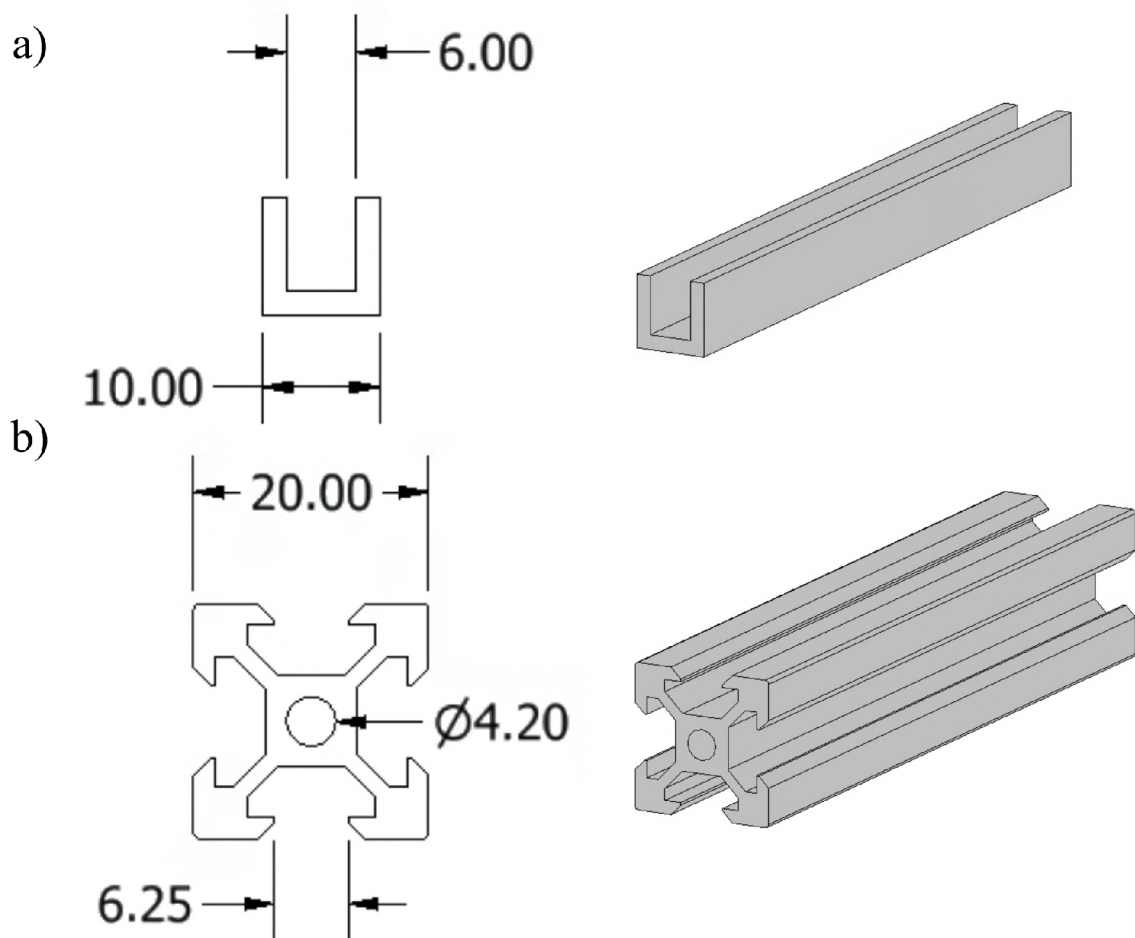
- jednoznačně daný postup při instalaci hrtanu do experimentální sestavy,
- optimalizace veškerých mechanických prvků tak, aby minimalizovaly počet stupňů volnosti ale současně umožňovaly přizpůsobivost vzhledem k variabilitě hrtanů,
- maximální ergonomie při manipulaci s mechanickými prvky,
- použití pouze elektronicky řízené manipulace v průběhu experimentu a zajistit tak lepší opakovatelnost měření,
- měřitelnost odezvy na mechanickou manipulaci, tj. veličiny popisující stav hrtanu a současně poskytující zpětnou vazbu pro případnou automatizovanou manipulaci,
- snadná a rychlá manipulace v průběhu experimentu, tj. uživatelská přívětivost.

Při snaze k dosažení všech těchto kritérií je nutné poskytnout komplexní řešení, které lze v případě této práce dělit na mechaniku, elektroniku a software.

3.1 Mechanika

Návrh mechanické části experimentální sestavy je založen na komponentech vyrobených pomocí 3D tisku, hliníkových profilech, spojovacím materiálu a jen okrajově na komponentech, které vyžadují složitější výrobní postup. Následkem je tak jednodušost výroby a tedy i finální náklady na výrobu sestavy. Využití 3D tisku je zde obzvláště přínosné, jelikož přináší velkou variabilitu v návrhu součástek a jejich tisk nevyžaduje velkou intervenci při výrobě. Díky tomu je prototypování výrazně urychleno. Použitá technologie 3D tisku je FDM (Fused Deposition Modeling)[32], která je v současnosti nejvíce rozšířená a tedy i dostupná jak z pohledu pořizovací ceny, provozu, ale i uživatelsky (amatér je schopen se obeznámit s problematikou

a začít tisknout první výrobky v řádu pár hodin). 3D tisk tedy poskytuje možnost vytvářet velmi specifické součástky vhodné pro mechaniku experimentální sestavy, nicméně pro svá omezení je použití pouze 3D tisknutých dílů nedostačující. První omezení je dáno samotnou tiskárnou. Definuje tiskový objem a tedy limituje velikost součástek a také určuje přesnost tisku, který je obecně $\leq 0,2$ mm. Další omezení je spojeno s materiálem tisku - primárně mechanické a tepelné vlastnosti, které jsou výrazně horší oproti průmyslově využívaným kovům ve strojírenství. Materiál použitý pro tisk součástek sestavy je PLA (polylactic acid - kyselina polymléčná) což je termoplast, který je v FDM 3D tisku rozšířen a bývá preferován vůči ostatním (např. ABS či PETG) pro své výborné tiskové vlastnosti [33]. Nedostatky a limity 3D tisknutých součástí jsou v sestavě pokryty komplementárním využitím hliníkových profilů. Konkrétně “U” profilu 10x10 mm (viz obrázek 3.1a) a profilu 20x20 mm s T drážkami (viz obrázek 3.1b).

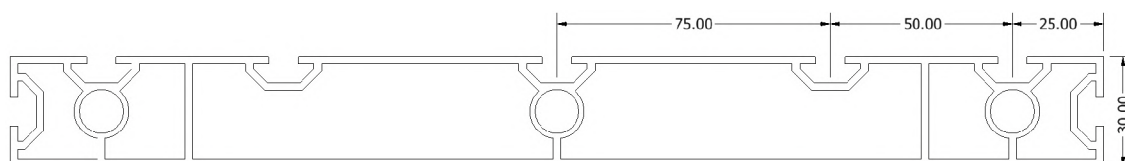


Obrázek 3.1. Hliníkové profily použité při konstrukci experimentální sestavy: a) U profil a b) profil s T drážkami.

3.1.1 Kruhová kolejnice

Experimentální lavice, v níž je umístěn horní díl umělé trachey, je složena ze dvou asi 2 m dlouhých hliníkových dílů s T drážkami, viz profil na obrázku 3.2. Skrze tuto lavici musí být provedena veškerá montáž experimentální sestavy. K tomu byly

vyrobeny čtyři spojovací díly tvaru L, na kterých zbytek konstrukce stojí. Díly jsou vyrobeny z ocelových plátů tloušťky 4 mm a šířky 60 mm. Pláty byly nařezány na délky přibližně 160 mm a 55 mm, kde se následně vyvrtaly, vyřezaly a vybrousily otvory pro finální montáž a svařily obloukovým svařováním (viz fotografie na obrázku 3.3). Díly byly finálně natřeny ochrannou vrstvou aby nekorodovaly a neza nechávaly v laboratoři nečistoty. V podstavě spojovacích dílů jsou vyřezané podélné otvory pro přimontování k experimentální lavici pomocí šroubů do T drážky a matkami o závitě M6. Podélný tvar otvorů umožňuje pohybový rozsah ± 1 cm kolmo k drážkám lavice. Rozteč otvorů odpovídá rozteči drážek lavice při vzájemném natočení o 45° . Otvory na vertikální ploše spojovacích dílů jsou určeny pro montáž kruhové kolejničky.

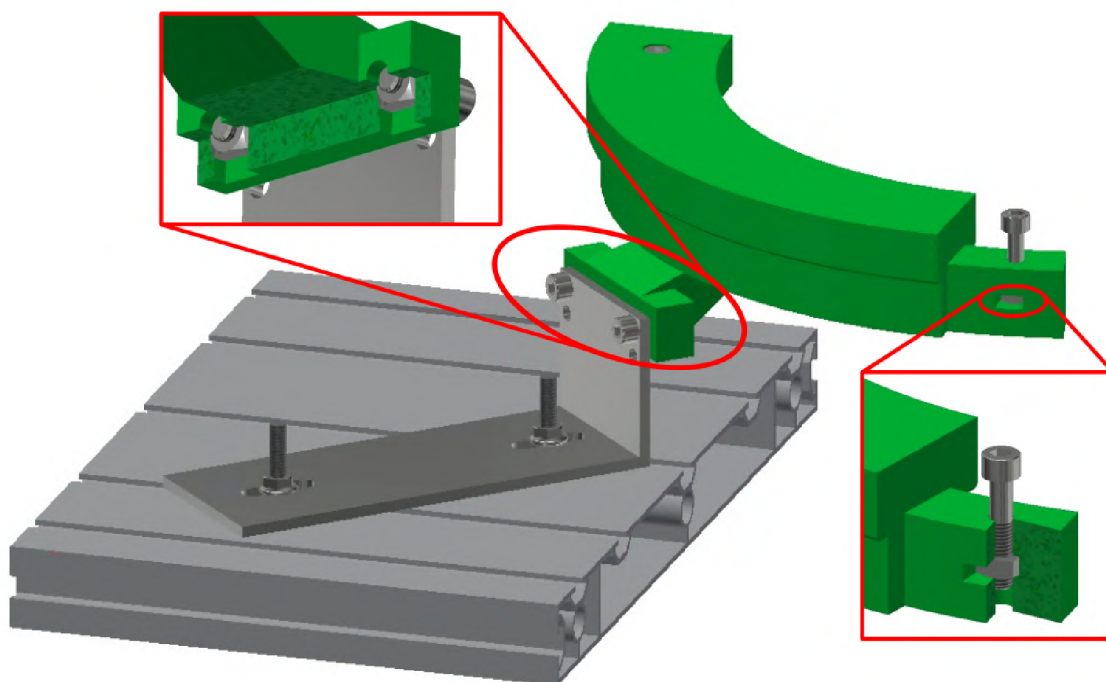


Obrázek 3.2. Profil experimentální lavice.

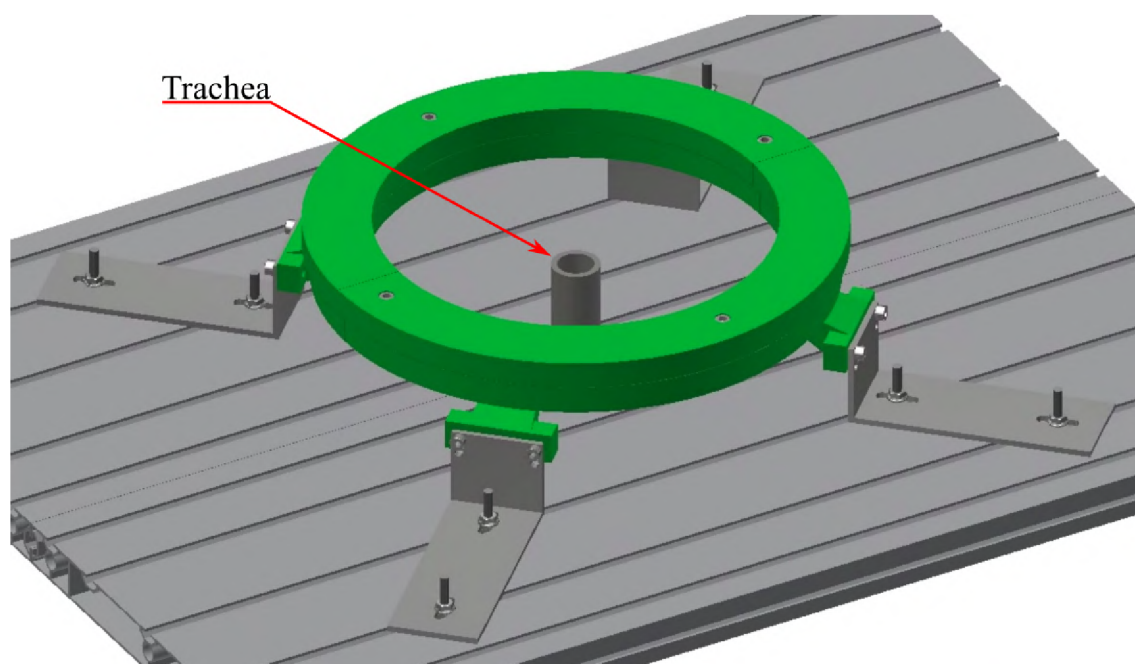


Obrázek 3.3. Fotografie z výroby spojovacích dílů mezi lavicí a kolejničovou základnou.

Kruhová kolejnička tvoří konstrukční základ experimentální sestavy. Je složena ze čtyř shodných dílů vzájemně spojených šrouby a čtvercovými matky pro které je vytisknutá kapsa uvnitř objemu kolejničky. Obdobně je kolejnička přimontována i ke spojovacímu dílu k lavici. Na obrázku 3.4 je sestava 3D modelů, které demonstrují způsob montáže k lavici a odhalují detaily umístěných čtvercových matek. Kruhová kolejnička je na experimentální lavici umístěna tak, aby sdílela středovou osu s výstupem umělé trachey. Kruhová kolejnička slouží jako základ konstrukce na kterou jsou montovány další funkční prvky od kterých se očekává, že budou orientovány vůči hrtanu, který se nachází ve středu kolejničky (viz obrázek 3.5).



Obrázek 3.4. *Montáž kolejnicové základny s detaily umístěných šroubů uvnitř kolejnice.*

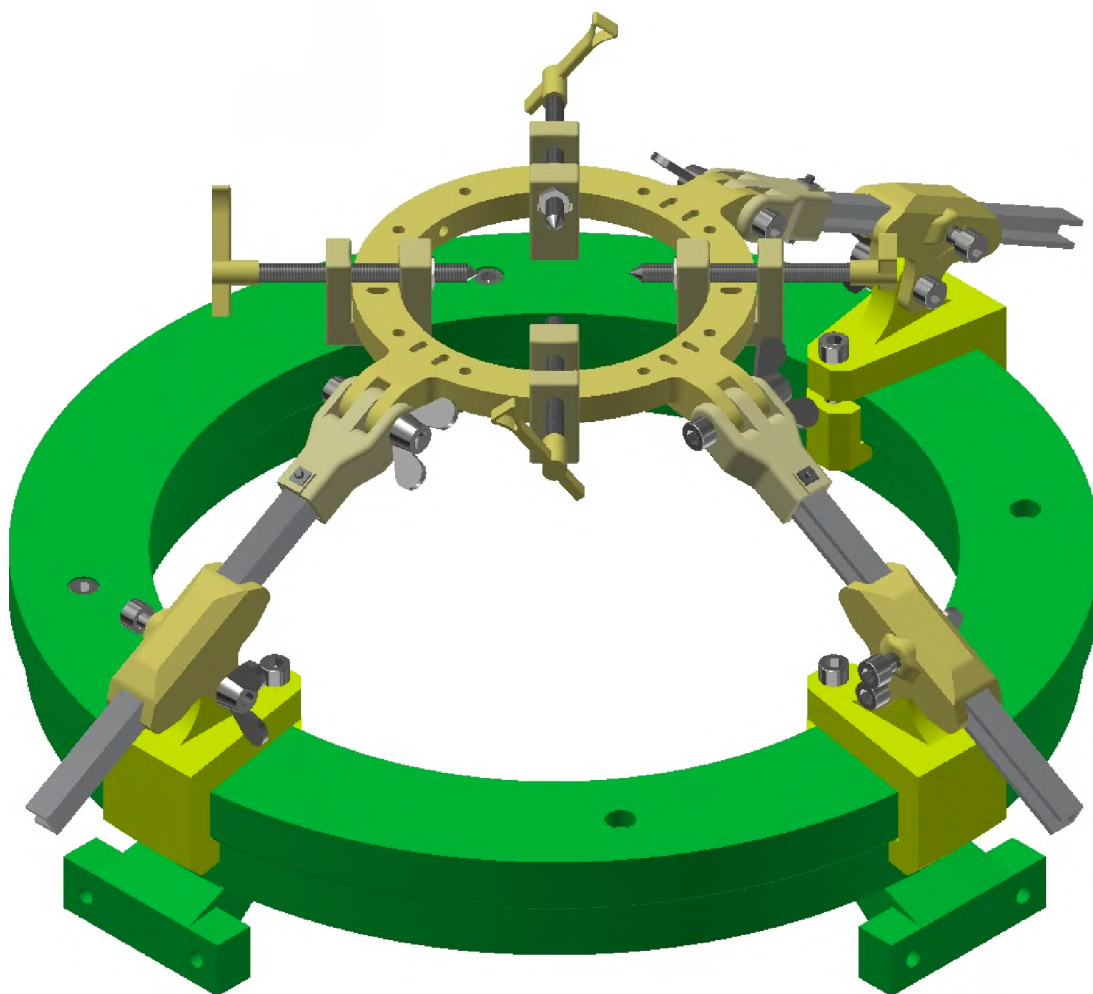


Obrázek 3.5. *Celá montáž kruhové kolejnice s vyústěním umělé trachey.*

3.1.2 Aretace hrtanu

Aretace musí být dostatečně rigidní, aby pro zvolenou část hrtanu ideálně zcela zabraňovala pohybu. V případě sestavy je zvolena prstencová chrupavka, která je zdola upevněna na výstup umělé trachey. Hrtan je nasazen na výstupní trubici umělé trachey, jejíž průměr je volen tak, aby byla uvnitř hrtanu a ideálně zcela utěšňovala vzájemný prostor a nedocházelo úniku vzduchu pod úrovní *glottis*. Jelikož je hrtan

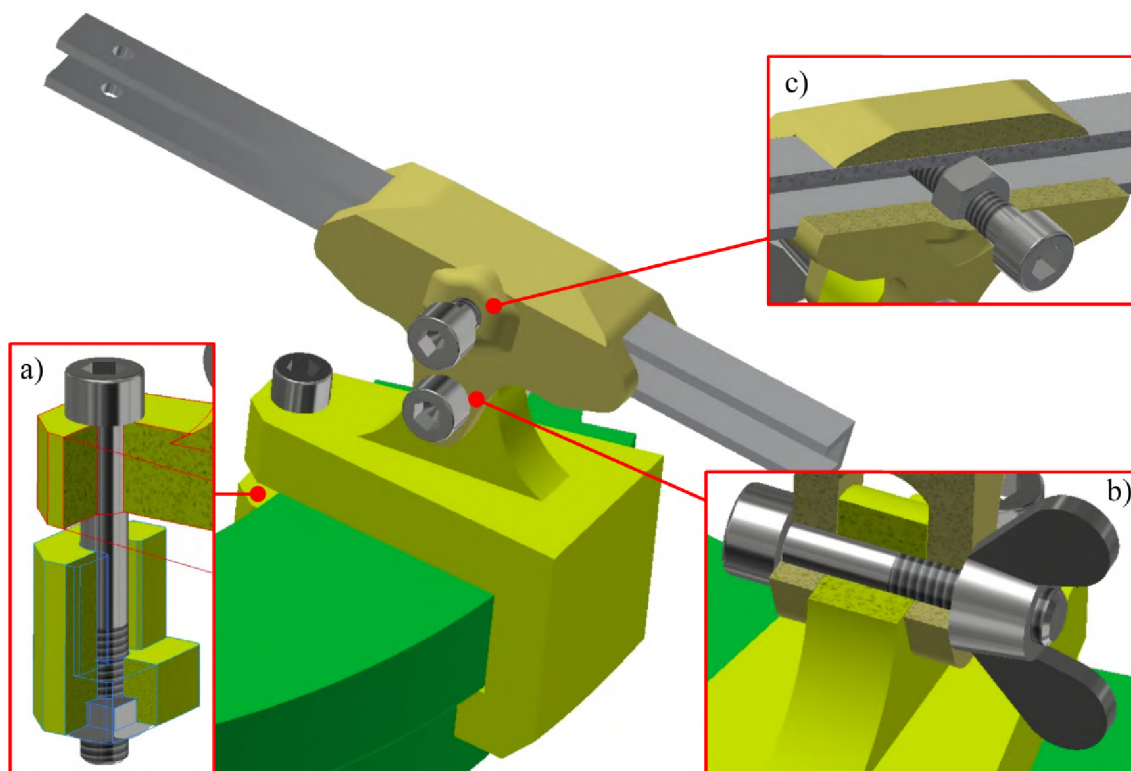
tvořen z měkkých a pružných tkání a samotné chrupavky jsou poddajné k mírné deformaci, lze toto utěsnění, ale i sílu mechanického upevnění podpořit vně po obvodu umístěnou stahovací páskou. Nicméně pro elasticitu je takto upevněný hrtan stále negativně citlivý na malé vnější síly v porovnání se silami, které budou na hrtan vyvíjený počas experimentu. Prstencová chrupavka je proto přidavně upevněna kolem superiorní hrany.



Obrázek 3.6. *Konstrukce pro aretaci hrtanu.*

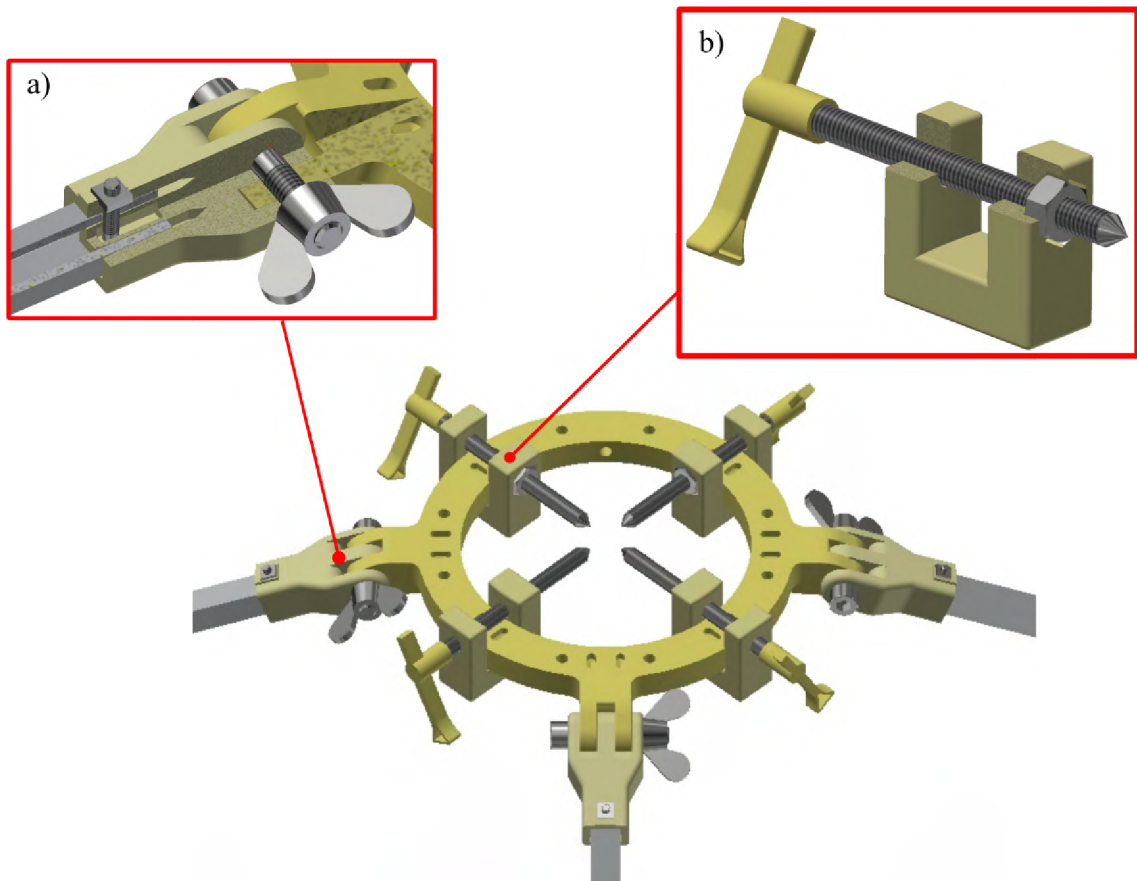
Konstrukce pro aretaci (obrázek 3.6) je řešena třemi záchytnými body na kruhovou kolejnici, od kterých vedou tyče směrem k rotační ose kolejnice. Kolem místa, které je na hrtanu třeba zaaretovat, se nachází vnitřní prsteneček (obrázek 3.8), na němž jsou přichyceny okolní tyče. Na vnitřním prstenci jsou pak umístěny přichytky na bodce, které se do prstencové chrupavky mírně zanoří a vzájemně ji stisknou. Úchyt ke kolejnici je řešen vozíkem (obrázek 3.7), který na vnější straně a shora kopíruje tvar kolejnice. Na konci ve směru do středu kolejnice je otvor pro šroub M6, který přitahuje matku zapuštěnou v dílu, který kolejnici kopíruje zvnějšku (obrázek 3.7a). Na horní ploše vozíku je výstupek s otvorem pro šroub M6, který slouží pro přichycení držáku tyče. Držák tyče lze otáčet kolem osy otvoru a utáhnout pomocí křídlové matky na šroub v otvoru (obrázek 3.7b). Tyči je v držáku dovolen translační pohyb, který lze uzamknout opět šroubem M6, procházející matkou zapuštěnou v držáku (obrázek 3.7c). Pohyb tyče je ve finálním důsledku volný v rovině prochá-

zející osou kruhové kolejničky. Limitovaný délkou tyče, avšak definovaný vzdáleností tyče od osy, která spojuje vozík s držákem.



Obrázek 3.7. Úchyt aretační konstrukce ke kruhové kolejničce: a) šroub pro upevnění vozíku, b) šroub pro uzamčení pohybu tyče, c) šroub pro uzamčení sklonu tyče.

Na konci tyče je nasazena vidlice (obrázek 3.8a), která tyč propojuje s vnitřním prstencem. Vidlice je s tyčí pevně spojena šroubem M3, pro který je připravena díra skrze vidlici a tyč. Na konci straně vidlice, opačné vůči šroubu, se nachází čtvercový výstupek do kterého je umístěna čtyřhranná matka aby se neprotáčela. Spojení vidlice k vnitřnímu prstenci je opět řešeno šroubem a křídlovou matkou. Tvar vidlice je navržen tak, aby bylo možné vnitřní prstencem a vidlici dostatečně pevně spojit a zabránit vzájemnému pohybu vidlice a držáku. Vnitřnímu prstenci je dovoleno se vůči tyči otáčet, avšak při použití všech třech ramen je prstencem vždy vodorovně orientovaný, ve středu kolejničky a je mu dovolen pouze vertikální pohyb podél osy kolejničky. Mimo zvolení vhodné výšky, která se s rozměry hrtanu může lišit, lze prstencem umístit dolů, aby nepřekážel při umístění hrtanu na výstupní trubici umělé trachey či při jiných manipulacích. Finálním prvkem aretace jsou bodce vyrobené ze závitových tyčí M6, které jsou na jednom konci vybroušené do špičky, který je zanořován do hrtanu. Na neostřeném konci bodce je našroubován úchyt pro lepší ergonomii při šroubování. Bodce je umísťován pomocí násadky ve tvaru U, skrze kterou prochází (obrázek 3.8b). Násadka je zespodu nasazena na vnitřní prstenci. Nad prstencem se nachází bodce, který lze šroubovat skrze matku umístěnou v násadce. V moment, kdy dochází ke kontaktu bodce s hrtanem, se bodce o matku opírá a bodce je tak možné do hrtanu pevně vnořit. V situaci, kdy je vnitřní prstencem kolem vhodného místa hrtanu, jsou současně šroubovány veškeré bodce a hrtan tak v daném místě zaaretují.

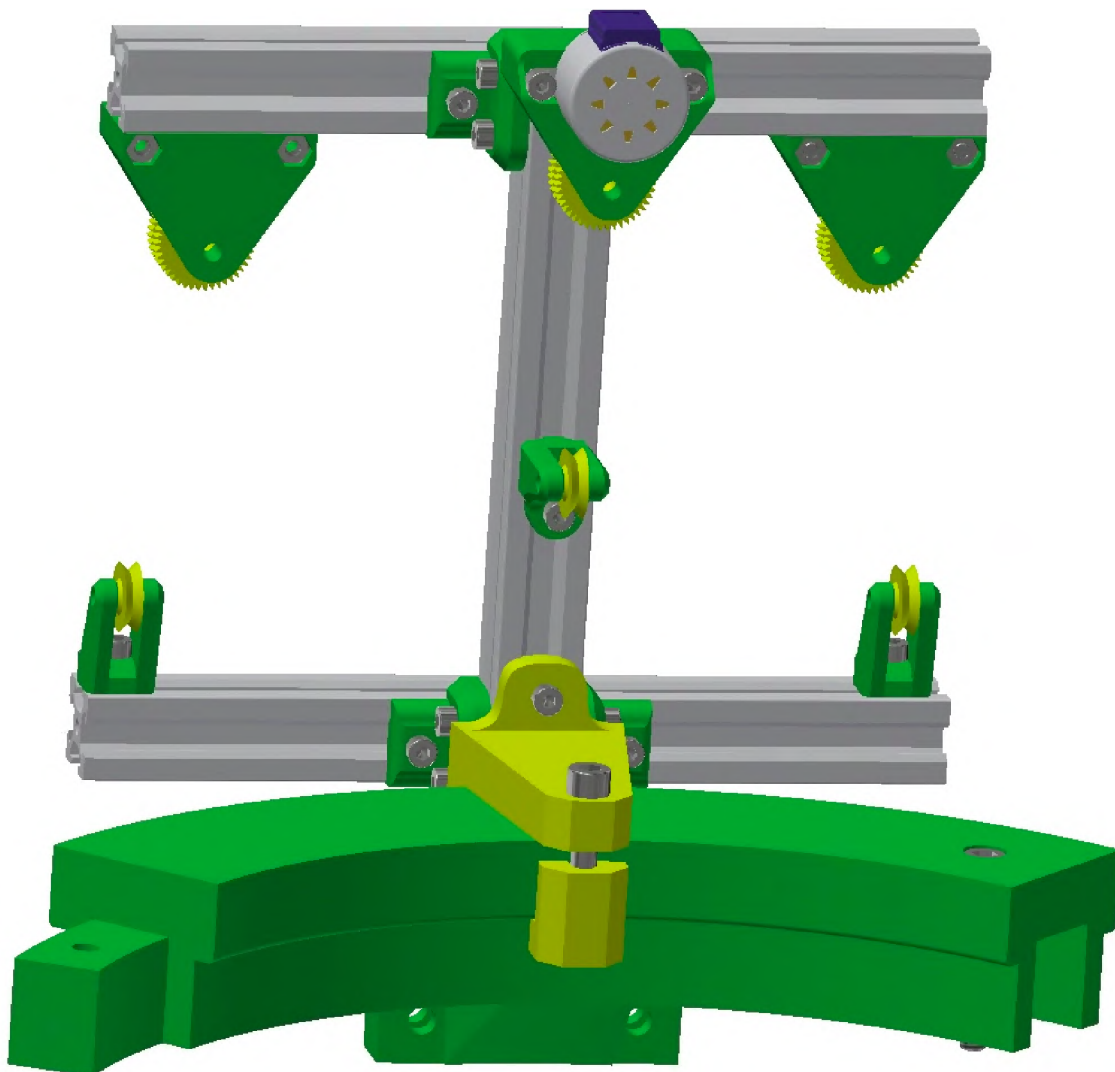


Obrázek 3.8. Vnitřní prstenec pro aretaci hrtanu: a) upevněný pomocí vidlic a b) bodce na vnitřním prstenci, které lze do hrtanu zašroubovat a pevně tak spojují hrtan s mechanickou konstrukcí.

3.1.3 Manipulace s chrupavkami hrtanu

Manipulace s chrupavkami hrtanu je omezena na dva základní pohyby. První pohyb je elongace, která je prakticky provedena taháním za anterior-posteriorní okraj štítné chrupavky, kde je hrtan oříznut. Směr tahání je vždy přibližně vodorovný v mediánní rovině hrtanu do anteriorního směru. Druhý pohyb je addukce, které je dosahováno shodně jako v sestavě popsané v kapitole 2.2 a je názorně ilustrována na obrázku 2.4. Tahání je nutné provádět opět v anteriorním směru, avšak pro párovost hlasivkových chrupavek je vždy nutné udržet symetrii vůči mediánní rovině hrtanu. Směr tahání vůči mediánní a transverzální rovině hrtanu se může lišit, ale odklon od těchto rovin nepřesahuje úhel 30° .

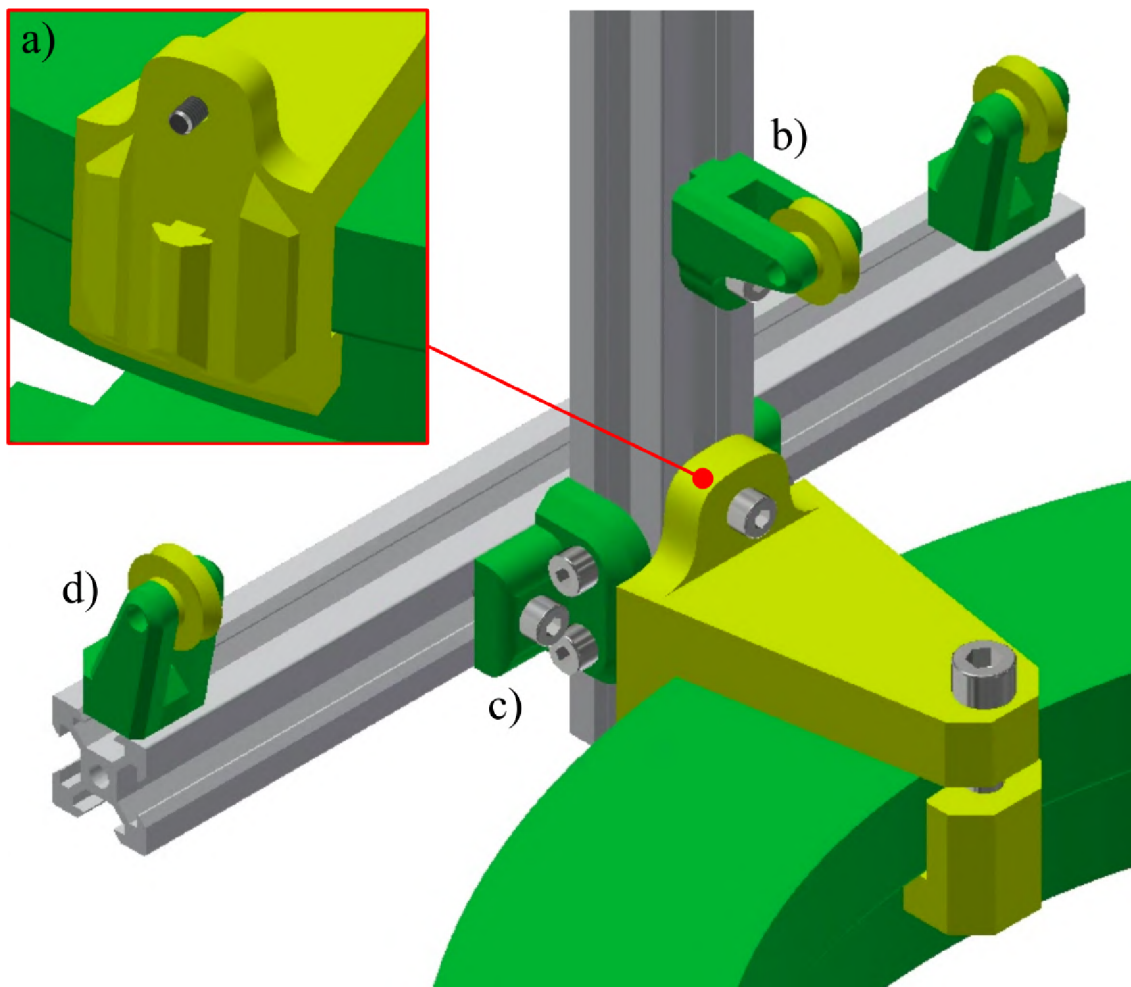
Konstrukce pro manipulaci (obrázek 3.9) je v počátku uchycena ke kruhové kolejnici shodně jako v případě aretace (obrázek 3.7). Vozík je však uzpůsoben pro upevnění hliníkového profilu s drážkami ve svislé poloze (viz obrázek 3.10a). Konstrukce disponuje třemi páry kladka-naviják. Kladka se vždy nachází pod navijákem a vede vlákno od hrtanu svisle vzhůru k navijáku, který může vlákno navíjet. Každou kladku tvoří držák, ve kterém je osa pro umístění kolečka a otvor pro šroub M4 pro přichycení k hliníkovému profilu skrze T matku uvnitř drážky v profilu. Kolečko je složeno z kuličkového ložiska o vnitřním průměru 4 mm a vnějším průměru 12 mm. Na ložisku je napasována obruč s drážkou pro vedení vlákna. Kolečko je s držákem spojeno pomocí krátké kovové tyčinky, odpovídající vnitřnímu průměru



Obrázek 3.9. *Konstrukce pro manipulaci s chrupavkami hrtanu.*

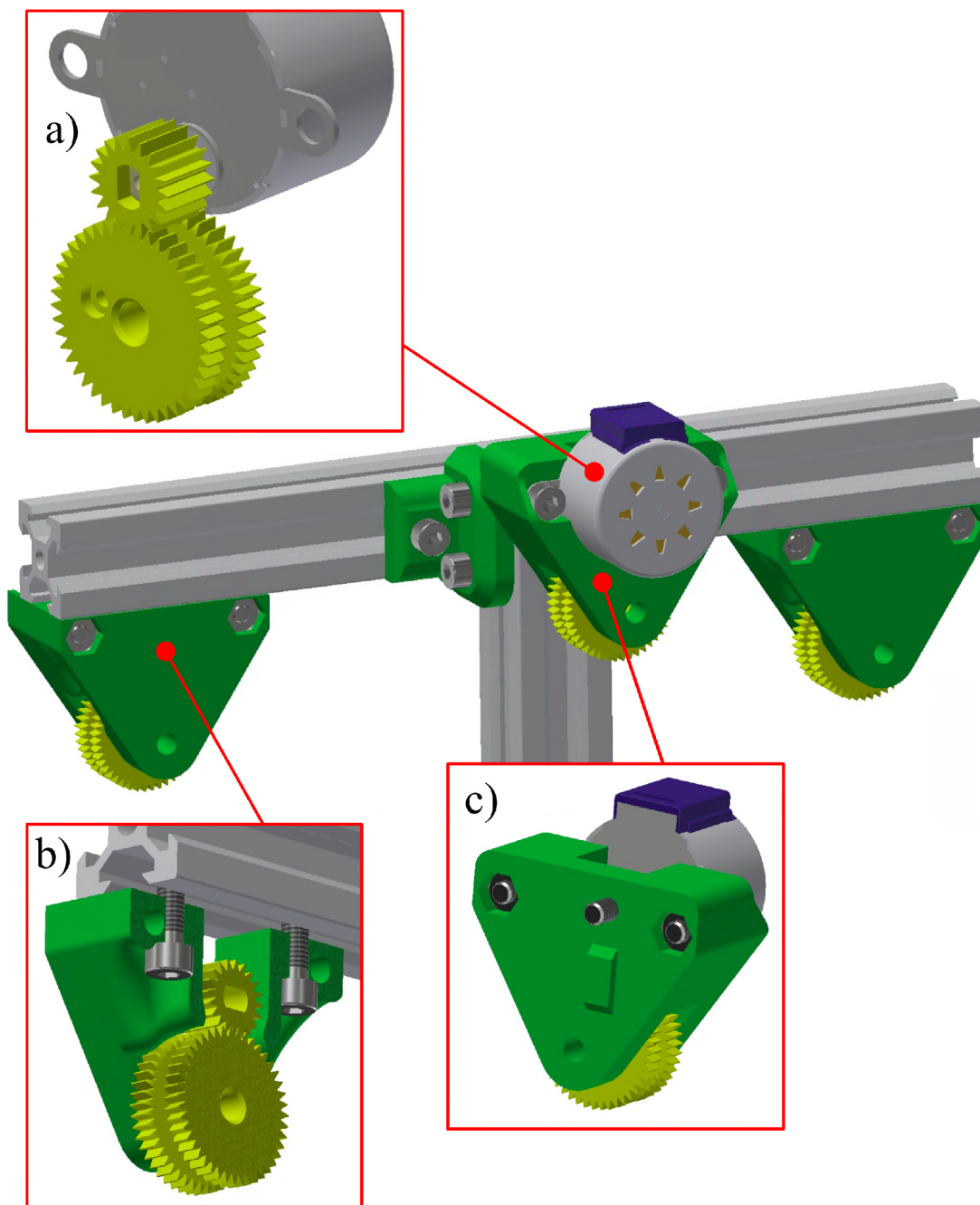
ložiska a délce s mírným přesahem vně držáku. Tyčinka je v držáku umístěna volně - průměr otvoru v držáku je zvolen tak, aby bylo možné tyčinku snadno vytáhnout a současně nedocházelo k jejímu samostatnému pohybu. Středová kladka (pro elongaci) je umístěna na svislém profilu, na straně směrem k hrtanu (viz obrázek 3.10b). Možný pohyb je pouze vertikálně podél profilu. Pro postranní kladky (pro addukci) je na zadní straně svislého profilu vodorovně umístěn další hliníkový profil. Vzájemně jsou profily spojeny pomocí spojek (obrázek 3.10c). Na vodorovném profilu se již nachází postranní kladky (obrázek 3.10d), které kromě podélného pohybu umožňují i otáčení kolem osy šroubu kterým jsou k profilu uchyceny. Vodorovným profilem lze svisle pohybovat, čímž lze nastavit svislou polohu kladek.

Každý naviják je složen ze čtyř částí (pokud nejsou započítány spojovací matky, šrouby a tyčinka v jedné z rotačních os). Základ navijáku tvoří pouzdro, které je statické (nepohybuje se) a drží vcelku zbylé tři části. K pouzdru navijáku je přišroubovaný krokový motor [34], který má pro montáž dva postranní otvory. Na hřídeli motoru je nasazeno ozubené kolo o poloměru roztečné kružnice 5 mm a 20-ti zubech. K tomu je přiložené větší ozubené kolo, na kterém je 44 zubů a poloměr roztečné kružnice je 11 mm, usazené v pouzdru pomocí tyčinky, na kterém se kolo



Obrázek 3.10. Spodní část konstrukce pro manipulaci s hrtanem: a) upevnění ke kolejnici, b) prostřední kladka pro elongaci, c) spojka pro kolmo přiložené profily a d) postranní kladka pro addukci.

otáčí. Ve středu obvodového pásu se nachází výřez ve kterém se vlákno navíjí a je upevněno uzlem za postranním otvorem. Rádus navinutého vlákna uvnitř výřezu je přibližně 4 mm. Detail těchto rotačních částí je na obrázku 3.11a. Minimální točivý moment krokového motoru je přibližně 35 N·mm, čemuž odpovídá finální síla navijáku $\frac{35 \text{ N}\cdot\text{mm}}{5 \text{ mm}} \frac{44}{20} \frac{11 \text{ mm}}{4 \text{ mm}} = 42,35 \text{ N}$. Středový naviják je umístěn přímo na svislém profilu pomocí šroubu na jeho straně směrem k hrtanu. Orientace navijáku je určena pomocí výstupku, který zapadá mezi drážky profilu (obrázek 3.11c). Spojnice výstupku a polohy upevňovacího šroubu je záměrně odsazená od středu pouzdra, aby se vlákno navinuté ve výřezu ozubeného kola nacházelo v mediánní rovině. Postranní navijáky jsou umístěné na horním vodorovném profilu, který je připevněn shodně jako spodní na němž jsou připevněny postranní kladky. K profilu jsou postranní pouzdra připevněny pomocí vnořených šroubů jak je zřejmé v řezu pouzdrém na obrázku 3.11b.



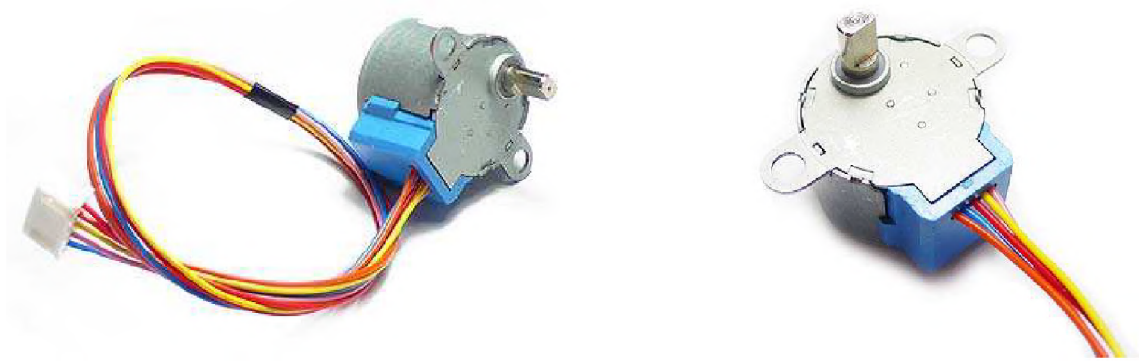
Obrázek 3.11. Horní část konstrukce pro manipulaci s chrupavkami hrtanu a detaily a) navíjecí soustavy s krokovým motorem, připevnění b) postranních a c) středového navijáku.

3.2 Elektronika

Elektronika sestavy se odvíjí od vstupů a výstupů, které sestava zahrnuje. Na straně vstupů jsou tři krokové motory, které s hrtanem manipulují. Jako výstupy jsou tři siloměry, měřící sílu vyvíjenou na hrtan. Zbývajícím problémem je jak motory ovládat a jak měřit napětí na siloměrech, což je řešeno DAQ kartou s odpovídajícím vstupy/výstupy, které lze ovládat z PC.

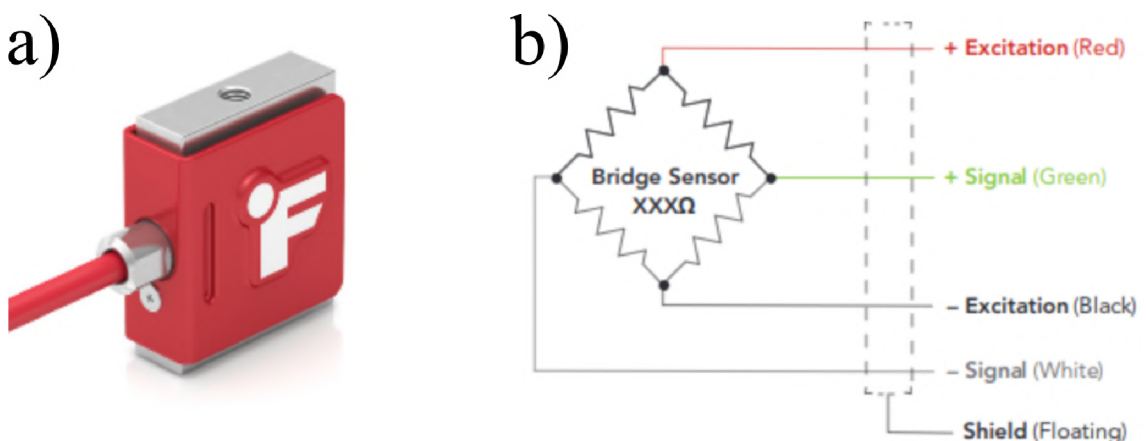
Použité krokové motory jsou typu 28BYJ-48 (obrázek 3.12), který je velmi dostupný a poměrně malý. Krokový motor má v pouzdru integrované převody a dovo-

luje jemný úhel kroku $5,625^\circ/64$. Motor potřebuje napájení 5 V a odpor na vnitřních cívkách pro stejnosměrný proud je $50\ \Omega$ [34]. Odkud lze hrubě odhadnout výkon 1W pokud uvažujeme, že počas cyklu teče proud vždy dvěma cívkami. Po zahrnutí dalších dvou motorů je potřebný výkon 3 W, k čemuž je vhodné použít tranzistorové pole. Použitý integrovaný obvod pro napájení krokových motorů (driver) je ULN2803A [35]. Driver a tedy i motor pak lze řídit digitálním TTL signálem z DAQ karty. Celkem je požadováno 12 digitálních výstupů, tj. 4 pro každý motor.



Obrázek 3.12. Krokový motor 28BYJ-48; převzato z [34].

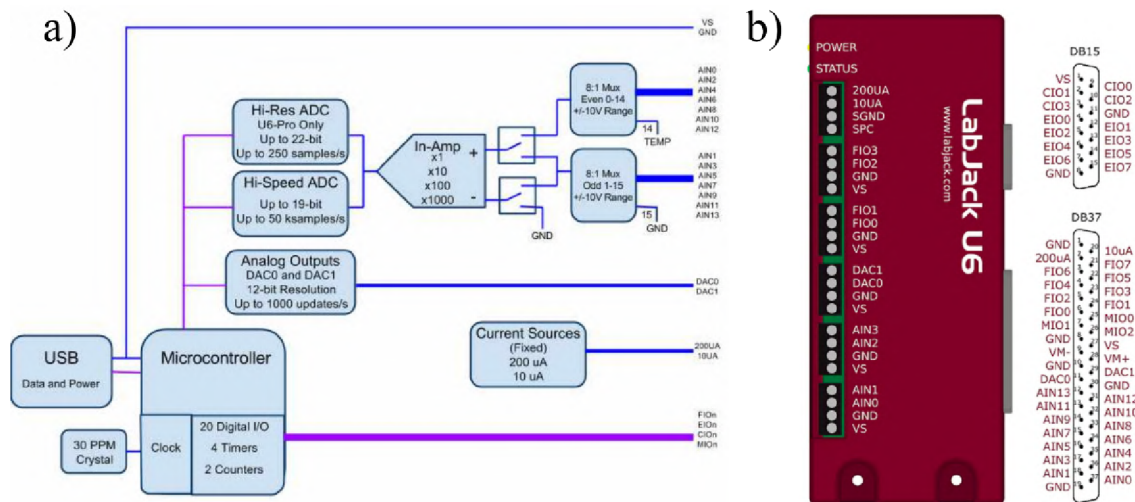
Zvolený siloměr je Futek, model LSB201 [36] (viz obrázek 3.13a). Řada LSB201 nabízí několik variant lišící se rozsahem měřené síly. Rozsahy použitých siloměrů jsou 8,9 N (2 lb) pro addukci a 4,4 N (1 lb) pro elongaci. Siloměry jsou v sestavě umístěny mezi navijákem a kladkou, kde jsou orientovány pro měření svisle dolů orientované síly. Uvnitř siloměru je můstkové zapojení odporů (viz obrázek 3.13b), které reagují na deformaci S článku. Pro měření síly je tedy nutné na dva diagonální uzly přivést excitační napětí, které budí proud tekoucí skrze odpory. Na neobsazených diagonálních uzlech můstku je pak indukované napětí, které je přímo úměrné síle vyvíjené na článek a excitačnímu napětí. Pro použití siloměrů je ze strany měřicí karty potřeba třech kanálů pro měření diferenčního napětí a přesný napěťový zdroj.



Obrázek 3.13. Siloměr Futek LSB201 a b) vnitřní odporový můstek; převzato z [36].

Pro ovládání motoru, poskytnutí excitačního napětí a měření diferenčního napětí na výstupu siloměru byla použita USB karta LabJack U6 [37]. Karta disponuje dostatečným počtem digitálních výstupů pro kontrolu krokových motorů. Navíc jeden digitální výstup je určen pro výstupní synchronizační signál. Pro excitační napětí

je použit kalibrovaný DAC převodník s maximálním kladným napětím 5 V. K měření napětí na siloměru jsou použity analogové vstupy v diferenciálním režimu s maximálním zesílení 1000, při kterém je měřitelný rozsah $\pm 0,1$ V. Vzorovací frekvence závisí na úrovni zesílení a počtu měřených kanálů, jelikož jsou jednotlivé kanály přiváděny skrze multiplexer (viz vnitřní schéma měřicí karty na obrázku 3.14a). Při této konfiguraci je maximální vzorkovací frekvence 27 Hz, avšak pro běžně používanou vzorkovací frekvenci při audio nahrávání 48 kHz je při experimentu zvolena vzorkovací frekvence 24 Hz, tj, celočíselný dělitel. Mimo to karta poskytuje řadu dalších vstupů/výstupů pro případné modifikace (obrázek 3.14b).

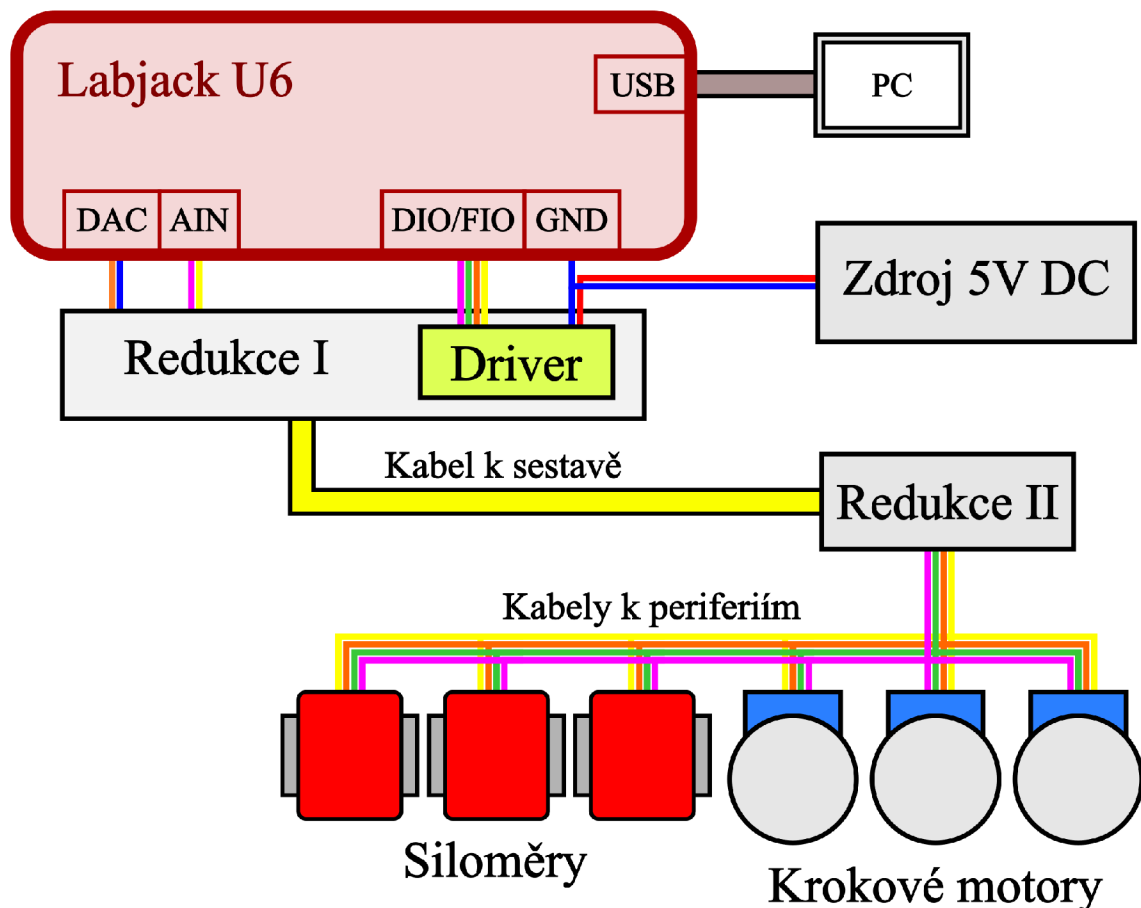


Obrázek 3.14. a) vnitřní blokové schéma a b) rozmístění pinů měřicí karty LabJack U6; převzato z [37].

Pro praktičnost a různorodost konektorů byly k zapojení veškerých periférií navrženy dvě desky tištěných spojů - redukce I a redukce II, které jsou spojeny 40 žilovým, 50 cm dlouhým kabelem s odpovídajícími IDC konektory. Na straně měřicí karty jsou potřeba zásuvné konektory DB15 a DB37, odkud jsou potřebné piny připojeny k desce redukce I. Mimo měřicí karty je k redukci I připojen externí zdroj 5 V pro napájení krokových motorů. Na desce redukce I se nachází i driversy pro řízení krokových motorů. Redukce II slouží pouze pro přechod z 40 pin IDC zásuvky na 5 pin HX konektory ke krokovým motorům a DB9 k siloměrům. Blokové schéma zapojení je na obrázku 3.15.

3.3 Software

Pro řízení sestavy byla vytvořena knihovna [38] zahrnující aplikaci s grafickým uživatelským rozhraním (**GUI**) pro ovládání sestavy a řadu modulů pro ovládání krokových motorů, vyčítání signálu ze siloměrů a provádění rutinních úkonů jako jsou kalibrace siloměrů. Zvoleným programovacím jazykem je Python zejména pro svou přívětivou syntaxi a všestrannost. Při psaní knihovny byla využita řada modulů, význačnými jsou: LabJackPython - komunikace s měřicí kartou; numpy - numerické operace, tkinter - GUI; threading, queue - paralelní procesy, jejich synchronizace a komunikace.

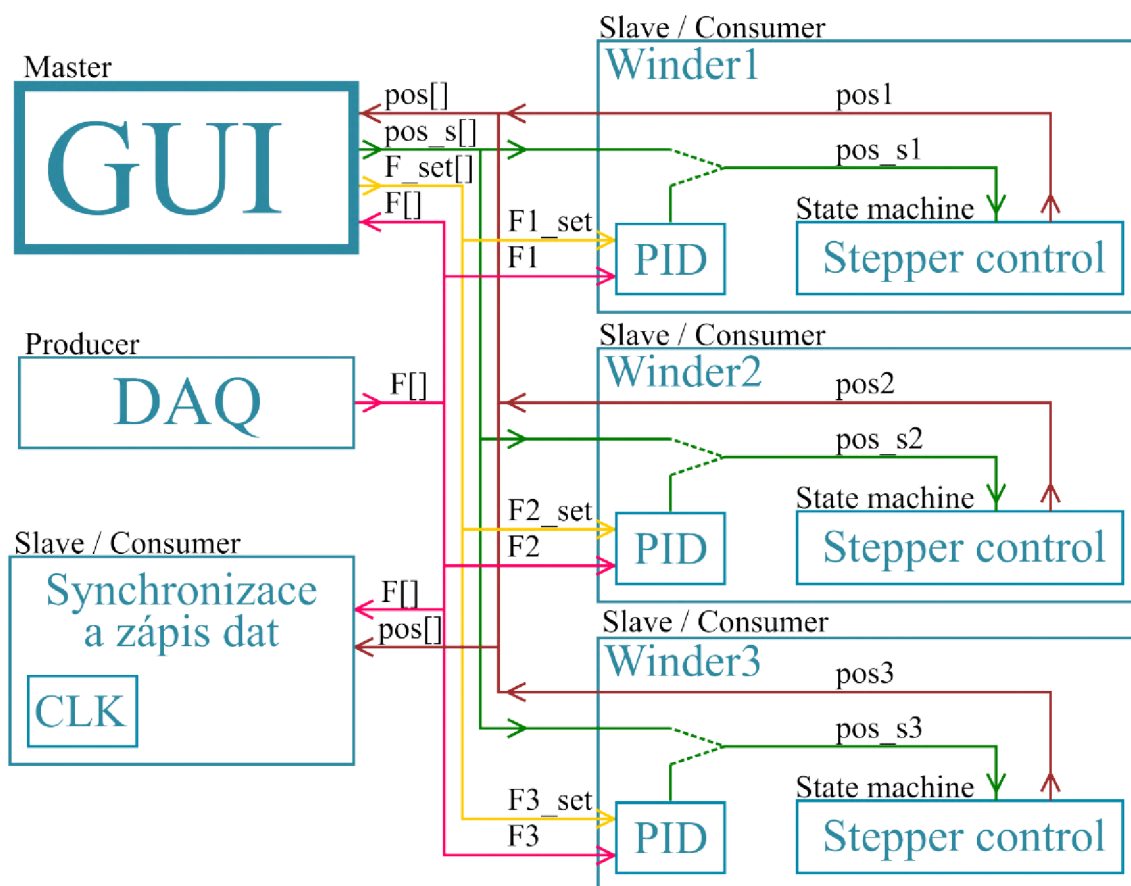


Obrázek 3.15. Symbolické schéma zapojení elektronických periferií.

3.3.1 Architektura aplikace

Hlavní aplikace běží s několika paralelními procesy, která kombinuje prvky z řídicí architektury **Master - Slave**, **State Machine** a **Producer - Consumer**. Komunikační schéma architektury je na obrázku 3.16, jehož jednotlivé bloky budou postupně rozebrány. Roli **Mastera** zaujímá smyčka pro grafické rozhraní a interakci s uživatelem - GUI. GUI rozdává příkazy všem ostatním prvkům na popud uživatele a také definuje některé procesní parametry zadané uživatelem. Procesní parametry jsou v tomto případě zadaná poloha krokových motorů (pos_s1 , pos_s2 , pos_s3) a zadaná síla (F_s1 , F_s2 , F_s3). GUI parametry i přijímá k vizualizaci pro uživatele - aktuální poloha ($pos1$, $pos2$, $pos3$) a aktuální síla ($F1$, $F2$, $F3$).

Blok ve schématu s označením **DAQ** (z anglického data acquisition) hraje roli **Producer**. Ten produkuje data, které rozesílá mezi **Consumer** bloky. Data v tomto případě jsou pakety (balíčky) naměřených hodnot pomocí DAC převodníku v měřicí kartě, která operuje ve stream režimu. Stream (v překladu proud) režim je výhodný pro rychlost přenosu užitečných dat. DAC převodník uvnitř měřicí karty ukládá naměřené hodnoty v digitální podobě do bufferu, odkud jsou v určitých momentech všechny současně vyčteny a poslány skrze sériovou USB komunikaci do počítače (PC). Větší datové pakety pak při sériové komunikaci zvyšují poměr bitů, které nesou požadovaná data ku počtu bitů, sloužící pro provoz sériové komunikace (např. hlavička, adresa a další prvky použité při sériovém kódování přenesené zprávy) .



Obrázek 3.16. Blokové schéma architektury aplikace s vyznačeným tokem dat a hierarchickým označením jednotlivých bloků.

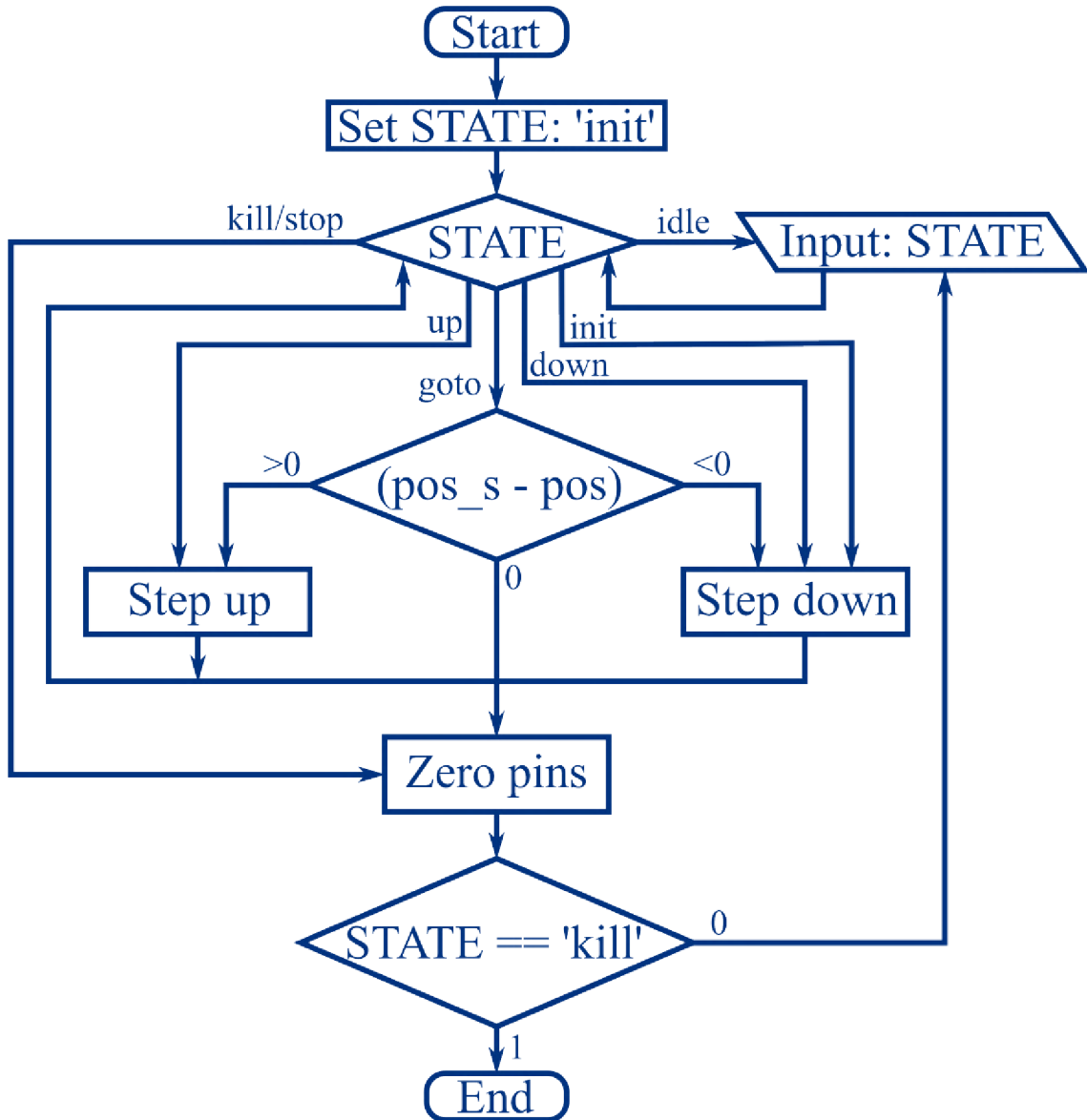
V kontextu schématu jsou měřené hodnoty obdrženy v bloku DAQ, který následně data (tj. naměřená síla) vhodně distribuuje uvnitř běžící aplikace.

Opakujícím se blokem ve schématu jsou Winder1, Winder2 a Winder3, kde každý odpovídá jednomu krokovému motoru v experimentální sestavě. Blok **Winder** zahrnuje podproces **Stepper control**, který je přímo zodpovědný za ovládání krokového motoru. Jde o paralelně běžící smyčku navržená dle schématu **State machine**. Ve stručnosti jde o smyčku, která se při každé iteraci musí nacházet v určitém stavu. Stav odpovídá úkonu, který smyčka aktuálně vykonává. Ovládání motoru je názorným příkladem. Pro příklad může motor konat dva úkony - konat pohyb nebo být neaktivní. Tomu odpovídají stavy, ve kterých se kontrolní smyčka nachází. V reálné implementaci je stavů více:

1. **idle** - krokový motor je nečinný a kontrolní smyčka vyčkává na příkaz,
2. **stop** - všechny piny jsou vynulovány a následně je stav nastaven na idle
3. **init** - inicializace krokových motorů přičemž se provede jeden krok v negativním směru, následně je stav nastaven na stop
4. **up/down** - krokový motor se otáčí v pozitivním/negativním směru
5. **goto** - krokový motor jde na zadanou pozici a při jejím dosažení přejde ke stavu stop

6. **kill** - stav je nastaven na stop a logická proměnná pro chod smyčky je nastavena na logickou nulu, čímž se smyčka ukončí

Chování smyčky krokového motoru je na obrázku 3.17, kde okamžitý stav je pod proměnnou STATE.



Obrázek 3.17. Vývojový diagram pro smyčky k ovládní krokového motoru.

Procesu Stepper control je zadaná pozice pos_s1 až pos_s3 , která může být definována z GUI nebo z podprocesu PID. O tom, který ze vstupů použít samozřejmě rozhoduje Master-GUI. Blok **PID** reprezentuje kontrolní zpětnovazební smyčku, tedy PID regulátor, což je v tomto případě velmi efektivní a robustní způsob pro řízení. Situace se má tak, že je možnost nastavovat určitý parametr x , tj. poloha motoru. Na x a dalších neznámých veličinách \vec{u} je nějakým způsobem závislá veličina $F(x, \vec{u})$, tj. síla kterou je napínána chrupavka. Požadavkem je dosáhnout a udržet konkrétní hodnotu $F(x, \vec{u}) = F_{set}$, kde známe okamžitou hodnotu F a je možnost nastavit hodnotu x , což přesně odpovídá situaci kdy je z hlediska experimentu požadováno dosáhnout konkrétní síly pomocí manipulace krokovým motorem. Detaily

a princip fungování PID lze dohledat v následující literatuře [39]. Pro shrnutí, Winder je blok zodpovědný za ovládání krokového motoru což může provádět ve dvou režimech. V prvním nařizuje na kterou polohu má krokový motor jít, v druhém je nařizeno jakou sílu má krokový motor dosáhnout na základě zadané síly F_{set} a poslední naměřené síly F . Blok Winder má dvojité označení Slave/Consumer jelikož jednak naslouchá příkazům od Master bloku a současně konzumuje a zpracovává data produkované od Producera.

Zbývajícím blokem je **Synchronizace a zápis dat**. Nese hierarchické označení Slave/Consumer jelikož stejně jako Winder naslouchá příkazům Mastera a současně konzumuje data distribuovaná od DAQ a mimo to i aktuální polohu která je dostupná od Winder bloků. Blok má na starosti dvě úlohy. Ukládat produkovaná data od DAQ a Winder bloků a generovat synchronizační signál, který umožňuje synchronizaci uložených dat s externím měřicím systémem. Synchronizaci zajišťuje vnořený blok **CLK**, který běží v paralelní smyčce a posílá příkazy měřicí kartě která na jednom z digitálních výstupů generuje obdélníkový signál jehož nástupné hrany odpovídají jednotlivým vzorkům měřené síly.

3.3.2 Grafické rozhraní

Aplikace s uživatelským rozhraním je spouštěna skrze příkazový řádek. Nejdříve je nutné se přesunout do hlavního adresáře aplikace HRT/. Odtud lze aplikaci spustit příkazem `python HRT.py`. Pokud jsou nainstalovány potřebné závislosti, otevře se okno uživatelského rozhraní viz obrázek 3.18. V levém sloupci se nachází popisky jednotlivých řádků s výjimkou posledního. Postupně shora, první řádek je neměnný a naznačuje uživateli, o který naviják se jedná. Druhý řádek zobrazuje aktuální stav ve kterém se nachází řídicí smyčka Stepper control, tedy proměnná STATE. Třetí řádek grafického rozhraní s popiskem Current position [step] je dvojí funkce. Zobrazuje aktuální polohu a také se v něm nachází přepínatelná tlačítka +/-, která uvádějí kontrolní smyčku do stavu up/down, případně stop pokud dojde k odkliknutí. V řádku s označením Set position [step] se nachází políčko, skrze které se zadává hodnota pos_s a pokud se textový kurzor nachází v políčku a je stisknuta klávesa <Enter> dojde nastavení STATE na hodnotu goto a zapsání hodnoty do proměnné pos_s. Obě políčka zobrazují/přijímají hodnotu v jednotkách kroků krokového motoru. Následující políčka jsou obdobné s rozdílem že slouží pro zobrazení a nastavení síly. Avšak chybí tlačítka +/- a pole pro zadávání pouze definuje hodnotu F_set, která se nachází mimo smyčku. Následuje předposlední řádek Toggle PID, ve kterém se nachází přepínatelné tlačítko pro spuštění PID regulátoru. V tento moment PID regulátor přebírá kontrolu nad hodnotou pos_s. Veškerá zatím popsání funkcionality tlačítek a políček fungují výlučně. Tj. aplikace se chová vždy dle posledního vstupu od uživatele. Například pokud je naviják v režimu PID a uživatel se rozhodne poslat krokový motor na polohu 0, PID režim je okamžitě zrušen a krokový motor směřuje k zadané poloze. Obdobně je tomu při všech dalších možných kombinacích. Poslední řádek má funkcionality dvě. Poblíž Titulku Record se nachází přepínatelné rudé tlačítko, se kterým lze spustit ukládání do souboru současně se spuštěním synchronizačního signálu. Stane-li se tak poprvé při běhu aplikace, je automaticky vytvořen soubor s časovou značkou v adresáři data/ ve formátu .csv. Dále vpravo je přepínatelné tlačítko Entangle, které propojí políčka Set force [N] pro levý a pravý naviják. To je výhodné při situaci, kdy je potřeba sy-

metricky manipulovat s hlasivkovými chrupavkami, čehož by bylo bez použití PID regulátorů obtížné dosáhnout.

Location	Left	Mid	Right
State	init	init	init
Current position [step]	— 0 +	— 0 +	— 0 +
Set position [step]	0	0	0
Current force [N]	-	-	-
Set force [N]	0	0	0
Toggle PID	PID	PID	PID
Record <input checked="" type="radio"/>	↑ Entangle		↑

Obrázek 3.18. Okno uživatelského grafického rozhraní pro řízení experimentální sestavy.

3.3.3 Kalibrace

Pro správné měření skutečné síly je nutná kalibrace siloměrů. Tedy určit parametry a_1 a a_0 pro převod napětí U naměřené na siloměru, na sílu $F = a_1U + a_0$. Kalibrace probíhá se svisle dolů přišroubovaným siloměrem pomocí kalibrovaných závaží, které se pod siloměr zavěšují. Pro provedení kalibrace je vytvořena jednoduchá konzolová aplikace. Kalibrační aplikaci lze spustit příkazem

```
python futek.py [FutekName]
```

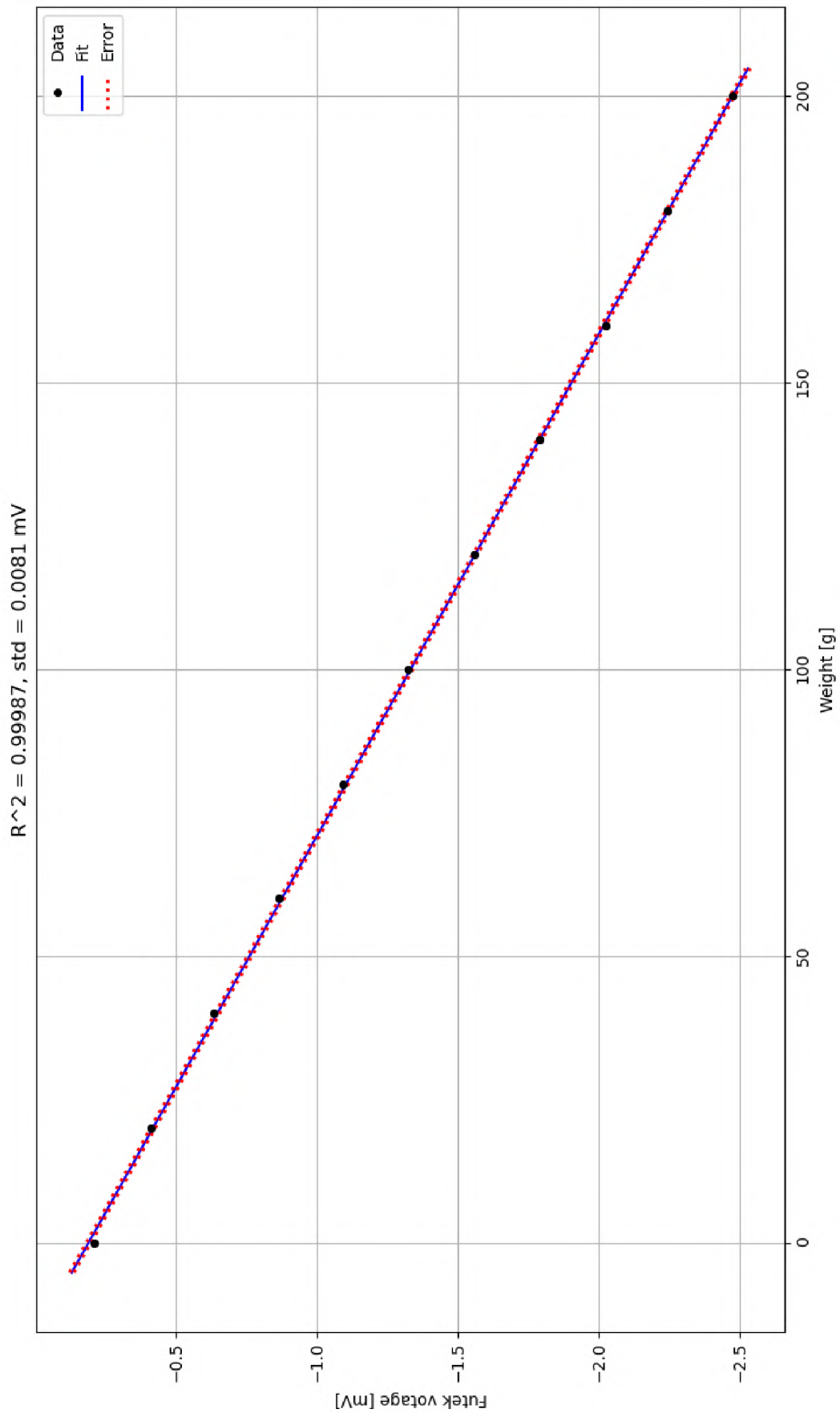
Argument [FutekName] je název siloměru, pod kterým jsou později automaticky uloženy/aktualizovány kalibrační konstanty a_1 a a_0 do souboru `calib.json`. Při spuštění hlavní aplikace s grafickým rozhráním jsou použity kalibrační konstanty pod těmito názvy: "FutekL" pro siloměr levého navijáku, "FutekM" pro siloměr prostředního navijáku a "FutekR" pro siloměr pravého navijáku.

Po spuštění aplikace je uživateli vypsán následující výstup:

```
Type stop to quit the calibration.
```

```
Weight [g]:
```

kdy je uživatel dotazován aby zadal momentální hmotnost zavěšenou po siloměrem. V momentě kdy je uživatel spokojený s hmotnostmi které prověřil, zadá místo hmotnosti příkaz `quit`. Na pozadí je pak provedena lineární regrese a uživateli se vykreslí naměřené body a proložená přímka s intervalem nejistoty viz obrázek 3.19.



Obrázek 3.19. Výstupní graf kalibrace - naměřené kalibrační body s proloženou regresní přímkou a intervalem nejistoty.

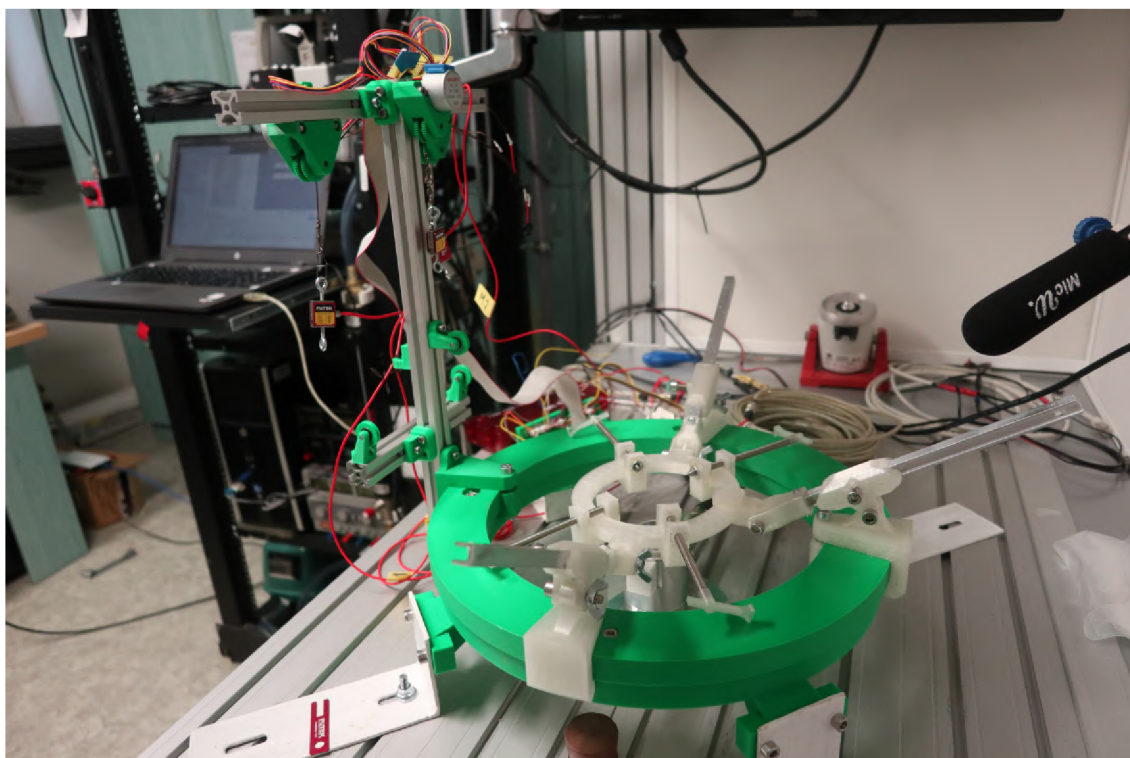
Kapitola 4

Demonstrace experimentální sestavy

Pro demonstraci a ověření funkčnosti byla sestava nainstalována na experimentální lavici, viz obrázek 4.1. Předem byl připraven i preparát hrtanu na obrázku 4.2, na kterém byly provedeny nezbytné úpravy - odstranění přebytečných tkání a přidělání vláken pro manipulaci s chrupavkami. Preparát hrtanu byl pak nasazen na výstupní trubici umělé trachey, utáhnut stahovací páskou a zaaretovaný aretační konstrukcí. Vlákná pro manipulaci chrupavek byly skrze kladky přivázány na spodní oka siloměrů. Zaaretovaný hrtan je na obrázku 4.3. Z obrázku 4.2 si lze povšimnout zelené zacpávky na posteriorní straně prstencové chrupavky, která je na obrázku 4.3 nahrazena vyhřívanou trubičkou s tlakoměrem pro měření subglotického tlaku. Produkovaný akustický signál šířený vně hrtanu je zaznamenáván mikrofonem patrným na obrázku 4.1. Dále byl měřen průtok vzduchu za kompresorem. Výstupní signály zmíněných snímačů jsou digitalizovány pomocí při vzorkovací frekvenci 48 kHz pomocí DAQ USB systému DEWE-43 a příslušného software Dewesoft X2. Mimo to, měřicí systém zaznamenával i výstupní synchronizační signál karty LabJack U6. S tentýž hrtanem bylo experimentováno dvakrát, ve dvou po sobě jdoucích dnech. Trachea byla v rezonanční modifikaci, nastavená na frekvenci 700 Hz. Průtok vzduchu byl nastaven na $400 \text{ ml}\cdot\text{s}^{-1}$. Z experimentů byl pořizován videozáznam digitálním fotoaparátem Canon PoewrShot G1 X Mark III na stativu.

4.1 Ověření funkčnosti sestavy

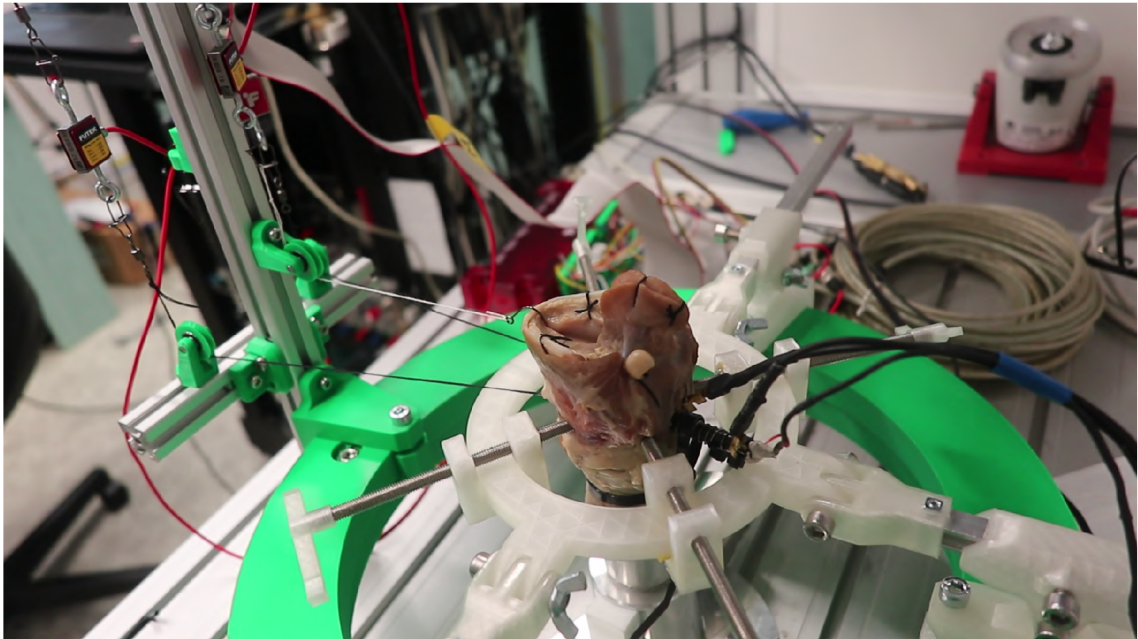
První den nebyl proveden žádný záznam z měření, vyjma videozáznamu. Cílem bylo zaaretovat hrtan a vyzkoušet addukci a elongaci pomocí vláken - nejprve manuálně a následně pomocí krokových motorů. Zkoušky addukce a elongace proběhly v pořádku - hrtan byl uveden do fonace a bylo možné slyšet drobné změny výšky tónu v případě obou pohybu (při elongaci byla změna výraznější). Experiment však odhalil drobný nedostatek v aretační konstrukci. Na obrázku 4.4a se nachází snímek hrtanu ve stavu kdy vlákna nejsou výrazně napínány. Tento snímek je snaha porovnat se snímkem po aplikování sil pro addukci i elongaci. Tyto snímky jsou převedeny duochromatickým (žluto-modrým) filtrem s inverzí vůči sobě a vzájemně jsou přeloženy, přičemž hornímu snímku je nastavena 50% transparentnost. Výsledkem je obrázek 4.4b, kde jsou zvýrazněné rozdíly saturací v modré pro snímek bez aplikovaných sil a ve žluté při aplikovaných silách. Na 4.4c lze vidět pohyb samotného hrtanu - což je žádoucí efekt. Avšak na obrázku 4.4d je zřejmý pohyb bodce, který je nežádoucí a naznačuje potřebu upravit tolerance součástky držící bodce.



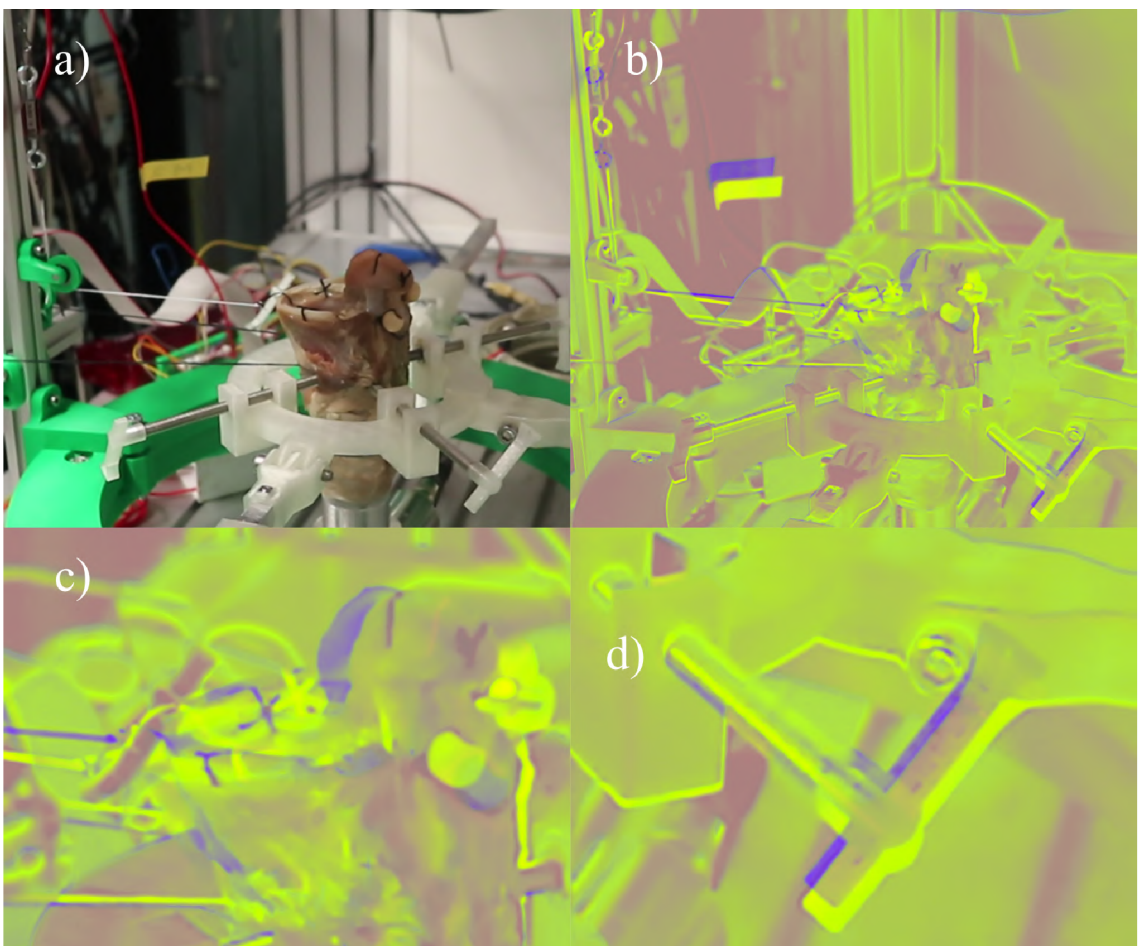
Obrázek 4.1. Instalace sestavy na experimentální lavici.



Obrázek 4.2. Preparát hrtanu pro demonstraci experimentální sestavy.



Obrázek 4.3. Instalovaný preparát hrtanu v experimentální sestavě.



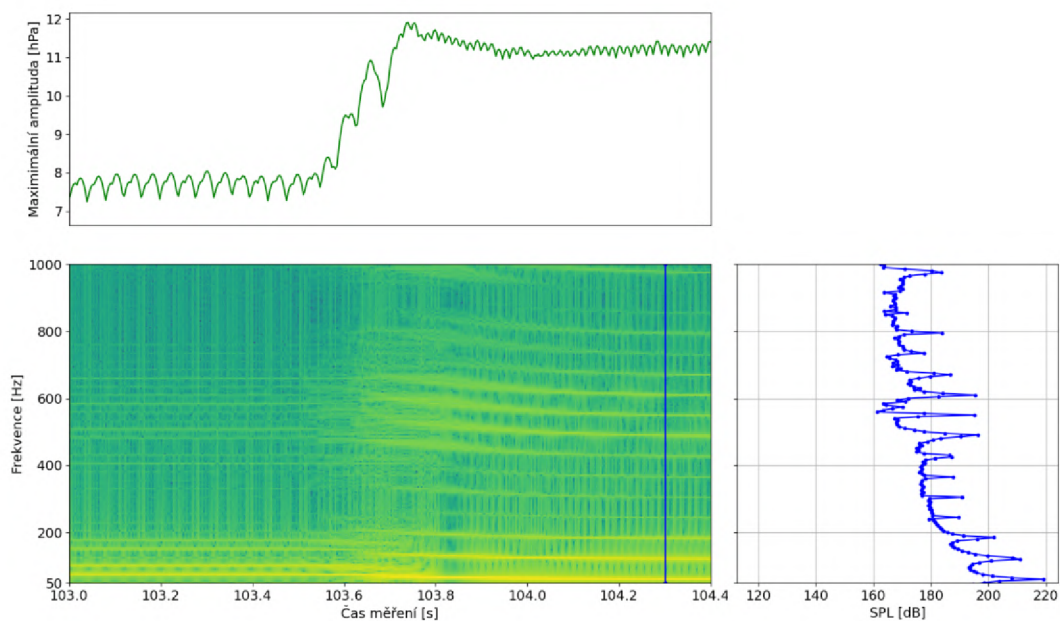
Obrázek 4.4. a) Hrtan bez vnějšího působení sil. b) Duochromaticky filtrované obrázky klidového a zatíženého hrtanu (při vzájemné inverzi filtrů) přeložené přes sebe s poloviční transparentností horního snímku a detail pohybu c) hrtanu a d) bodce pro aretaci.

4.2 Demonstrace addukce a elongace

Druhý den byl proveden experiment ve dvou schématech (pro addukci a elongaci) se záznamem signálů ze zmíněných snímačů. První schéma experimentu operovalo pouze s addukcí, se symetricky silou působící na obě strany prstencové chrupavky. V první etapě byla vybuzena fonace hlasivek. Kontrola krokových motorů byla přenechána PID regulátoru, kterému byla nastavena síla 1,5 N jelikož očekávaná fonace nastává v rozmezí 1 N až 1,5 N což bylo pozorováno v předcházejícím experimentu prvního dne. Počáteční moment fonace je zachycen na obrázku 4.5 pomocí spektrogramu (vlevo dole) tlakového AC signálu, kde lze pozorovat vybuzení jednotlivých frekvenčních složek od 103,6 s času měření. V horní části se nachází maximální amplituda AC tlaku pro dané časové okno, která z počátkem fonace prudce narůstá. Vpravo je spektrum akustické úrovně tlaku pro okamžik vyznačený ve spektrogramu. Na obrázku 4.6) jsou vykresleny okamžité síly působící na chrupavky, polohy krokových motorů, DC a AC složka subglotického tlaku a akustický signál. Ve spektrogramech je zjevné náhlé vybuzení jednotlivých frekvenčních složek fonace od času měření 103,6 s. Současně skokově narůstá i maximální amplituda tlakového signálu. V případě DC tlaku dochází k nárůstu s počátkem fonace - *glottis* je uzavírán addukcí a vzduch, který je hnaný do subglotického traktu má omezenou možnost úniku čímž se v subglotickém traktu zvýší tlak. Následující etapy postupně navyšovaly sílu na 4 N, 8 N a na 9 N. Nejvýraznější změny frekvenčních složek byly pozorovány pro přechod ze 4 N na 8 N, pro nějž je na obrázku 4.7 vykreslen spektrogram subglotického AC tlaku s referencí k polohám krokových motorů a působícím silám. Na spektrech pro vybrané časové okamžiky lze pozorovat posun spektra. V rozmezí přibližně 192 s a 194 s času měření je pro maximální amplitudy pozorovatelný mírný pokles. Vysvětlením může být náhlá změna rezonanční frekvence systému - původně rezonující složky jsou tlumeny a ustalují se nové, patrně s vyšší finální amplitudou (plyne z porovnání amplitud před a po dočasném poklesu amplitudy). Případně může být vinou posun spektrálních čar mimo rezonanční frekvenci trachey. Pro klešající síly se sestupovalo z 9 N na 4 N a následně do klidového stavu. Na obrázku 4.8 je stejně jako v předešlém případě vykreslen spektrogram, spektra pro zvolené časové okamžiky, průběh maximální amplitudy pro zvolený rozsah a průběh sil budící addukci spolu s polohy krokových motorů. Pozorovatelný je opět spektrální posuv k nižším frekvencím.

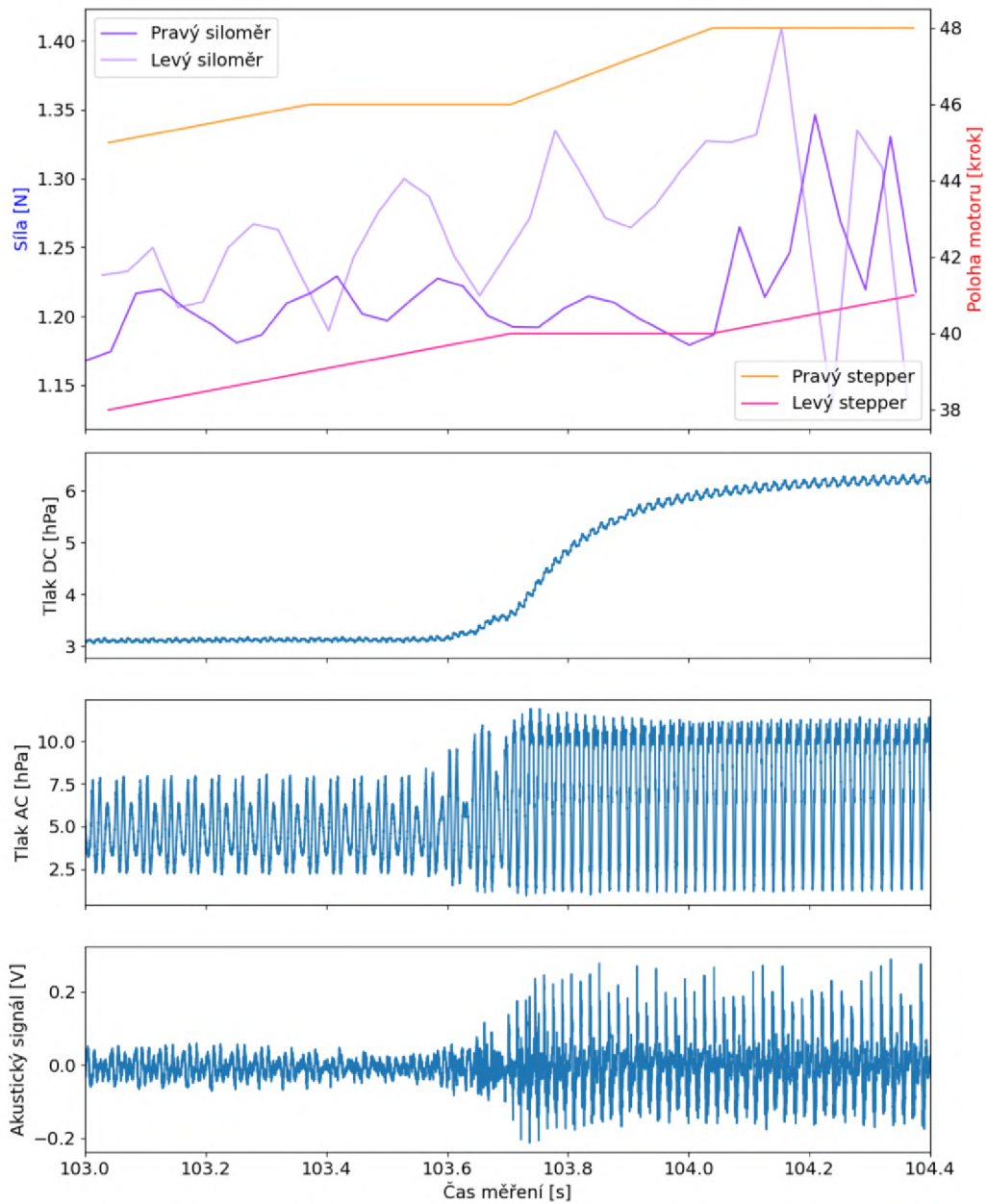
V druhém experimentálním schématu bylo docíleno fonace nastavením symetrické addukční síly na 4 N, což bylo zachováno po zbytek experimentu. Po ustálení addukční síly bylo manipulováno pouze s prostředním krokovým motorem pro elongaci, který konstantní navíjecí rychlostí dosáhl působené síly 5 N a následně byl manuálně zastaven. Záznam z procesu je na obrázku 4.9), kde lze pozorovat výrazný frekvenční posun. Ve spektrogramu lze pozorovat bifurkaci, pro kterou je zobrazený detail na obrázku 4.10. Ze spektrogramu jsou záměrně vybrány časové okamžiky s přítomnou bifurkací (modře) a bez bifurkace (červeně). Ve spektrech si lze povšimnout přítomnosti spektrálních složek, které se nachází mezi původními složkami bez bifurkace. Po čase, kdy se elongační síla ustálila byl krokový nastaven zpět na svou původní polohu (obrázek 4.11). Zde je opět názorný spektrální posuv k nižším frekvencím.

Spektrogramy na uvedených obrázcích jsou vytvořené pomocí diskrétní rychlé Fourierovy transformace (FFT) s tzv. pohyblivých časových oken. To znamená, že

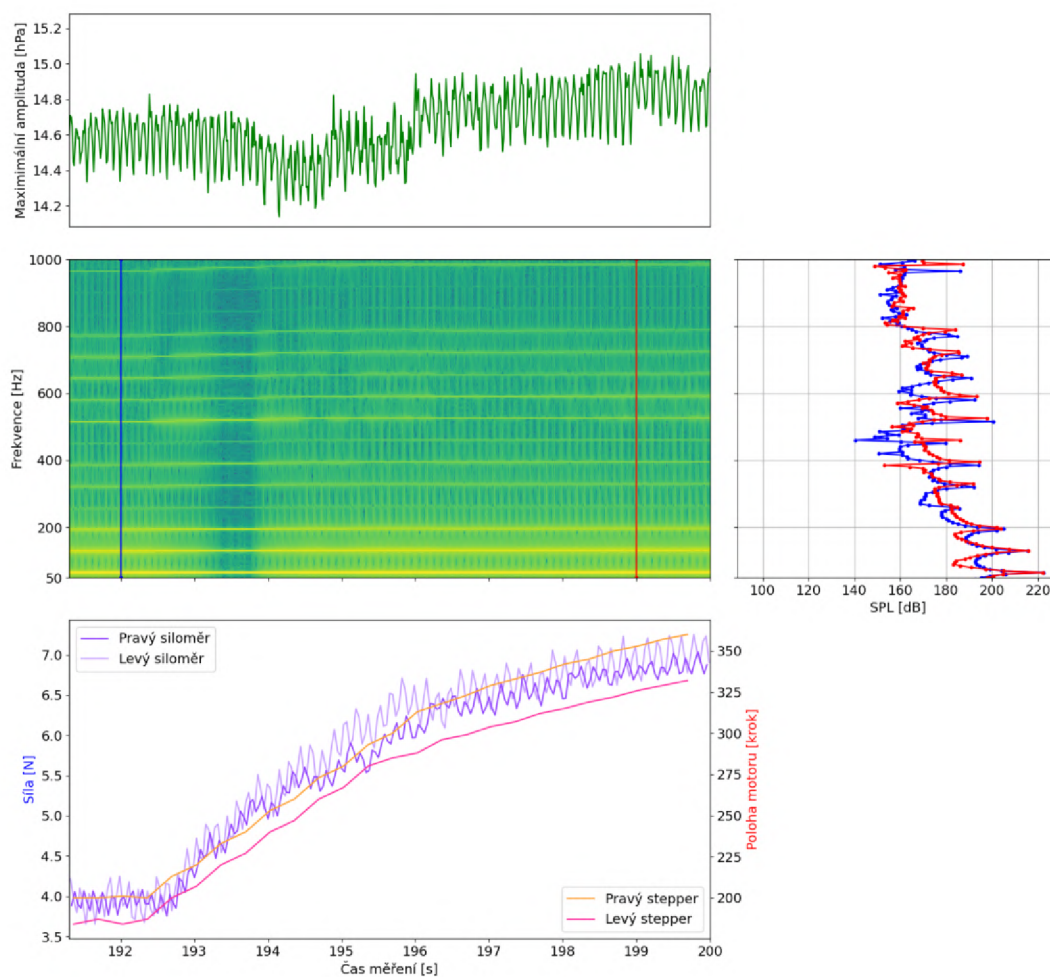


Obrázek 4.5. *Počátek fonace - spektrogram subglotického AC tlaku (vlevo dole), maximální amplituda AC subglotického tlaku v daném časovém okně (nahore) a spektrum pro vybraný časový moment (vpravo) vyznačeným na spektrogramu.*

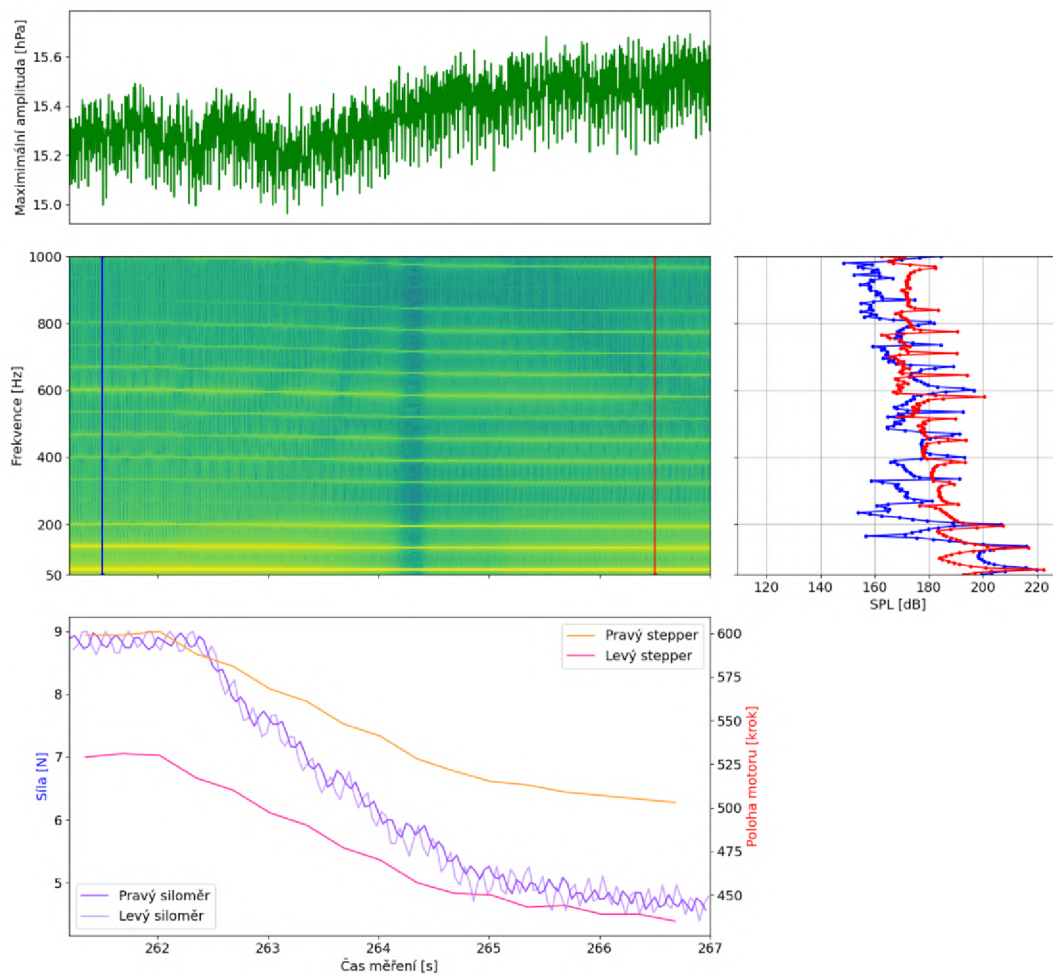
pro každý časový moment ve spektrogramu bylo vybráno časové okno, tj. část signálu s definovanou šířkou a středem odpovídající časovému okamžiku ve spektrogramu. Toto okno je postupně posunováno o čas Δt záměrně menší než je velikost okna a odpovídá časovému rozlišení spektrogramu. Velikost okna T je nepřímo úměrné frekvenčnímu rozlišení $\Delta f = 1/T$. T je voleno 200 ms (tj. 96000 vzorků při vzorkovací frekvenci 48 kHz) odpovídající $\Delta f = 5$ Hz a Δt je voleno tak aby se ve spektrogramu nacházelo přibližně 2000 pixelů na svislé ose a je tedy závislé na délce časového úseku. Obvykle se však pohybuje mezi 3 - 8 ms. Výjimku tvoří obrázek 4.10, kde je pro lepší detail zvoleno $T = 400$ ms, avšak vstupní signál je modulován pomocí tzv. windowing funkce blackman (viz obrázek 4.12), což dopomáhá ke zvýraznění struktur.



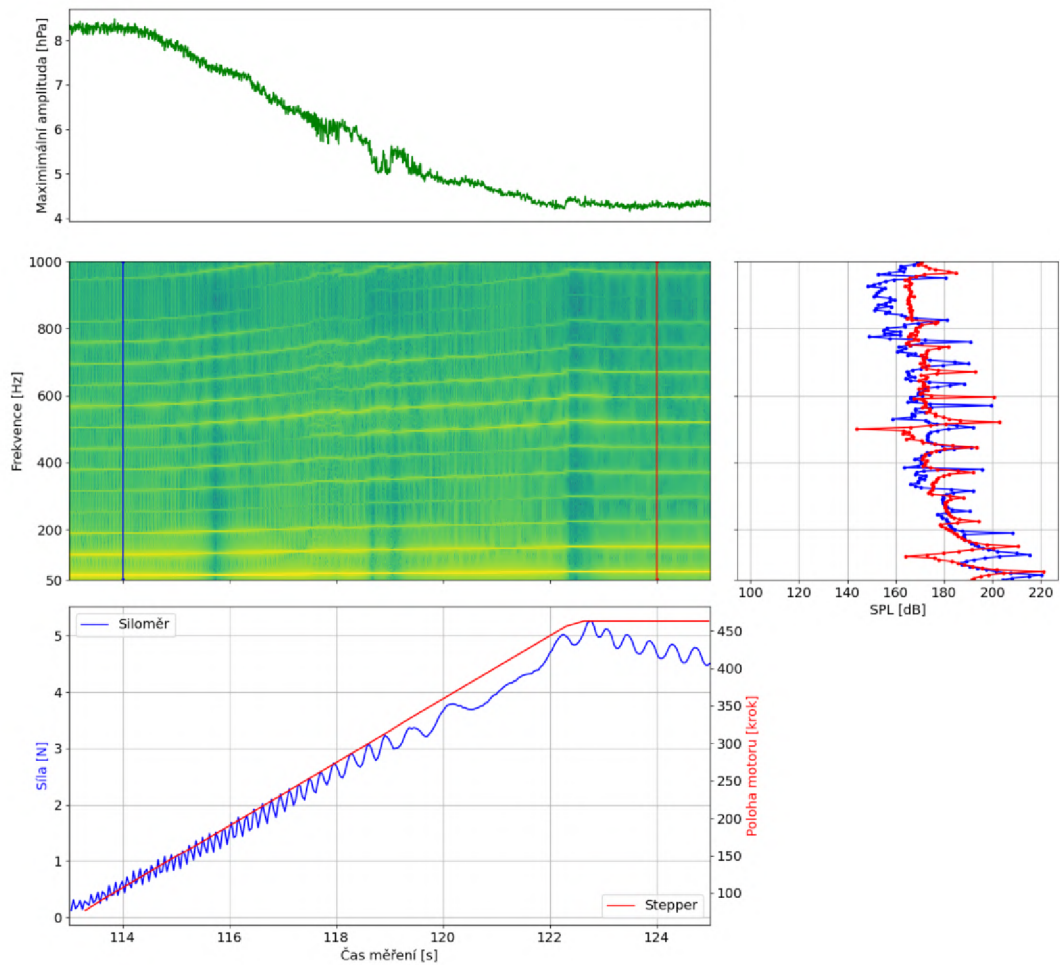
Obrázek 4.6. Snímané signály při počátku fonace. Postupně shora: polohy krokových motorů a měřené síly budící addukci, stejnosměrná složka subgotického tlaku, střídavá složka subgotického tlaku a akustický signál.



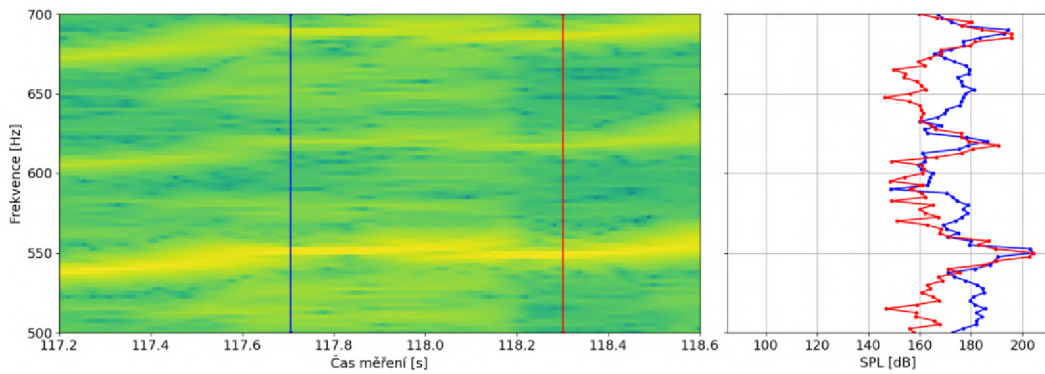
Obrázek 4.7. *Přechod addukční síly z 4 N na 8 N - spektrogram subglotického AC tlaku (uprostřed), maximální amplituda AC subglotického tlaku v daném časovém okně (nahore), spektra pro vybrané časové momenty (vpravo) barevně odpovídající čarám vyznačeným spektrogramu a průběh síly addukce a poloh krokových motorů (dole).*



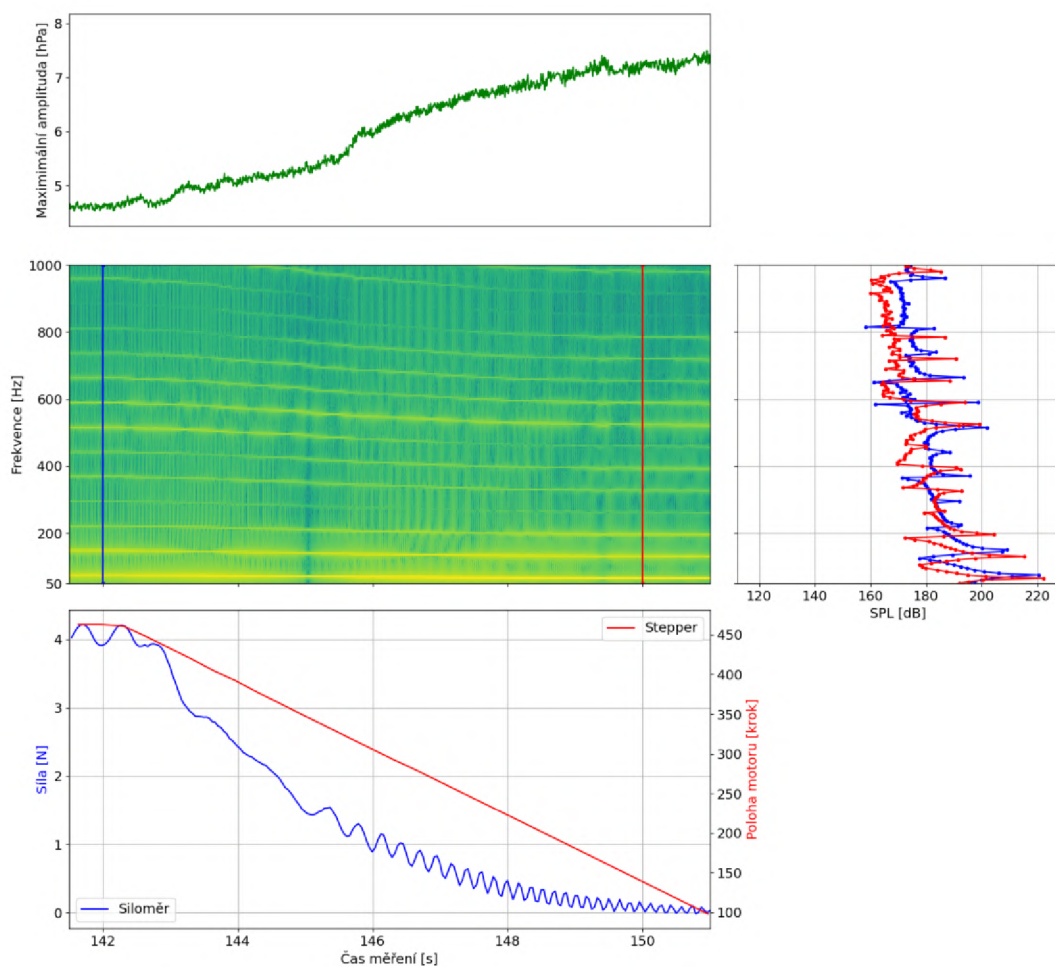
Obrázek 4.8. Přechod addukční síly z 9 N na 4 N - spektrogram subglotického AC tlaku (uprostřed), maximální amplituda AC subglotického tlaku v daném časovém okně (nahore), spektra pro vybrané časové momenty (vpravo) barevně odpovídající čarám vyznačeným spektrogramu a průběh síly addukce a poloh krokových motorů (dole).



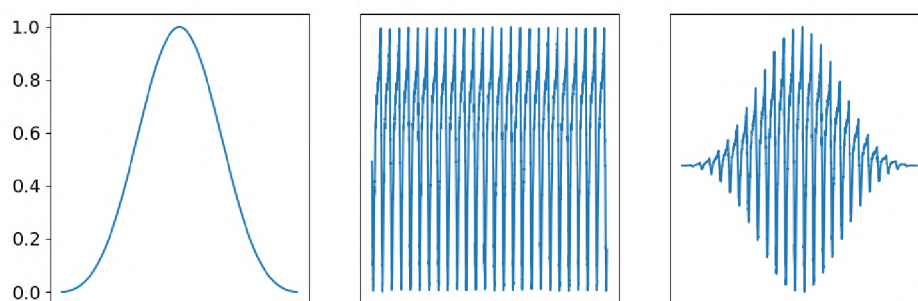
Obrázek 4.9. *Nárůst elongační síly - spektrogram subglotického AC tlaku (uprostřed), maximální amplituda AC subglotického tlaku v daném časovém okně (nahore), spektra pro vybrané časové momenty (vpravo) barevně odpovídající čarám vyznačeným spektrogramu a průběh síly addukce a poloh krokových motorů (dole).*



Obrázek 4.10. *Detail bifurkace - spektrogram subglotického AC tlaku (vlevo) a spektrum pro vybrané časové momenty (vpravo) barevně odpovídající čarám ve spektrogramu.*



Obrázek 4.11. Uvolnění elongační síly - spektrogram subglotického AC tlaku (uprostřed), maximální amplituda AC subglotického tlaku v daném časovém okně (nahore), spektra pro vybrané časové momenty (vpravo) barevně odpovídající čarám vyznačeným spektrogramu a průběh síly addukce a poloh krokových motorů (dole).



Obrázek 4.12. Ukázka windowing funkce blackman. Zleva: blackman funkce, signál před modulací a modulovaný signál.

Závěr

Práce dokumentuje úspěšný vývoj experimentální sestavy a udává nadcházející směr jejího vývoje. V ohledu mechanické části byl navržen a realizován efektivní a modulární koncept (3.1 Mechanika), který je z většiny svými výrobními nároky omezen na 3D tisk a jednoduché úpravy hliníkových profilů pomocí pily a pilníku na kov. Výsledkem je tedy mechanika, která uspokojuje velmi specifické potřeby charakteristické pro experimentální sestavu tohoto rázu a současně byla jednoduchá na výrobu a používá snadno dostupných materiálů, což ji dělá velmi dostupnou.

V ohledu elektroniky (3.2 Elektronika) byl zaveden přístup využívající krokových motorů [34], siloměrů [36] a USB karty LabJack U6 [37], které se ukázaly jako funkční. Nicméně aktuální stav elektroniky je prototyp. Měřené napětí na siloměru se pohybuje v nízkých hodnotách. Signál je proto zašumělý a pro vlastnosti měřicí karty je omezena i vzorkovací frekvence. Z toho plyne, že měření síly postrádá zesilovač. Experiment neklade nároky na rychlost krokových motorů. Avšak je dobré zmínit, že rychlosti motorů jsou při současné elektronice omezeny rychlostí komunikace mezi PC a měřicí kartou.

Aplikace pro ovládání experimentální sestavy (3.3 Software) je v celku přehledná a efektivní. K ní je v softwarovém balíčku [38] zahrnut i jednoduchý skript pro kalibraci siloměrů. Souhrnně jsou tyto části uživatelsky nenáročné. Řízení experimentu využívá řadu řídicích schémat (master-slave, state-machine, producer-consumer), tak aby bylo možné paralelní řízení krokových motorů, uživatelského rozhraní a zpracování dat v pozadí. Pro řízení motorů je navíc implementován zpětnovazební PID regulátor, který umožňuje snadné nastavování požadované síly.

Závěrem práce je demonstrace experimentální sestavy při experimentu se skutečným preparátem hrtanu (4 Demonstrace experimentální sestavy). Pozorované jsou očekávané frekvenční posuvy, korelující s rostoucí addukční anebo elongační silou. Z měření při nárůstu elongace byly pozorovány bifurkace, tj. zajímavý jev ke zkoumání. Demonstrace potvrdila, že experimentální sestava je funkční, a proto schopná poskytovat zajímavé měření.

Literatura

- [1] Larynx - Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/Larynx>, 2023.
- [2] I. Hybášek and J. Vokurka. *Otorinolaryngologie*. 2006.
- [3] J. Svec. *Studium mechanicko-akustických vlastností zdroje lidského hlasu*. PhD thesis, 1996.
- [4] Kenhub - Oblique arytenoid: Origin, insertion, innervation, action. <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/oblique-arytenoid-muscle>, 2023.
- [5] I. R. Titze. *Principles of Voice Production*. 2000.
- [6] Ch. Zhang, W. Zhao, S. H. Frankel, and L. Mongeau. Computational aeroacoustics of phonation, Part II: Effects of flow parameters and ventricular folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 112(5):2147–2154, 11 2002.
- [7] I. Tokuda. The Source–Filter Theory of Speech. *Oxford Research Encyclopedia of Linguistics*, 11 2021.
- [8] Ch. K. W. Tam. Computational aeroacoustics - Issues and methods. *AIAA Journal*, 33(10):1788–1796, 1995.
- [9] Mezinárodní fonetická abeceda – Wikipedie. https://cs.wikipedia.org/wiki/Mezin%C3%A1rodn%C3%AD_fonetick%C3%A1_abeceda, 2023.
- [10] H. Azhari. Typical Acoustic Properties of Tissues. *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*, pages 313–314, 4 2010.
- [11] C. Lammert, A and Sh. S. Narayanan. On Short-Time Estimation of Vocal Tract Length from Formant Frequencies. *PLoS ONE*, 10(7), 7 2015.
- [12] J Pospíšil. *Teorie signálu a experimentu*. Univerzita Palackého, 1993.
- [13] J. J. Jiang, J. R. Raviv, and D. G. Hanson. Comparison of the phonation-related structures among pig, dog, white-tailed deer, and human larynges. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 110(12):1120–1125, 2001.
- [14] F. Alipour, E. M. Finnegan, and S. Jaiswal. Phonatory Characteristics of the Excised Human Larynx in Comparison to Other Species. *Journal of Voice*, 27(4):441–447, 7 2013.
- [15] M. Garcia and Ch. T. Herbst. Excised larynx experimentation: History, current developments, and prospects for bioacoustic research. *Anthropological Science*, 126(1):9–17, 2018.

- [16] Ch. G. Gross. Galen and the Squealing Pig. *The Neuroscientist*, 4(3):216–221, 5 1998.
- [17] A. Ferrein. De la formation de la voix chez l’homme, 1741.
- [18] J. Müller. Von der stimme und sprache Handbuch der physiologie des menschen für vorlesungen. *Hölscher*, 2:133–247, 1840.
- [19] J. Van den Berg. Myoelastic-aerodynamic theory of voice production. *Journal of speech and hearing research*, 1(3):227–244, 1958.
- [20] A. Lagier, T. Legou, F. Silva, T. Hélie, and A. Lagier. Investigating phonation through excised human larynges: recent developments and ongoing works on an animated testbench. *HAL open science*, 2020.
- [21] W. W. Montgomery and S. K. Montgomery. Montgomery thyroplasty implant system. *National Library of Medicine*, 1997.
- [22] Electroglottograph - Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/Electroglottograph>, 2023.
- [23] A. H. Mendelsohn, Z. Zhang, G. Luegmair, M. Orestes, and G. S. Berke. Preliminary Study of the Open Quotient in an Ex Vivo Perfused Human Larynx. *JAMA otolaryngology– head & neck surgery*, 141(8):751–756, 8 2015.
- [24] V. Seliger, R. Vinařický, and Z. Trefný. *Fyziologie člověka*. Státní pedagogické nakladatelství, Praha, 1983.
- [25] D. A. Lake. Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 13(5):320–336, 1992.
- [26] S. Baiguera, C. Del Gaudio, M. O. Jaus, L. Polizzi, A. Gonfiotti, C. E. Comin, A. Bianco, D. Ribatti, D. A. Taylor, and P. Macchiarini. Long-term changes to in vitro preserved bioengineered human trachea and their implications for decellularized tissues. *Biomaterials*, 33(14):3662–3672, 5 2012.
- [27] A. Timerga, E. Kelta, Ch. Kenenisa, B. Zawdie, A. Habte, and K. Haile. Serum electrolytes disorder and its associated factors among adults admitted with metabolic syndrome in Jimma Medical Center, South West Ethiopia: Facility based crosssectional study. *PLoS ONE*, 15(11), 11 2020.
- [28] M. Hirano and J. Ohala. Use of hooked-wire electrodes for electromyography of the intrinsic laryngeal muscles. *Journal of speech and hearing research*, 12(2):362–373, 1969.
- [29] H. Lehoux, V. Hampala, and J. G. Švec. Subglottal pressure oscillations in anechoic and resonant conditions and their influence on excised larynx phonations. *Scientific Reports 2021 11:1*, 11(1):1–14, 1 2021.
- [30] H. Lehoux, T. Herbst, Ch, M. Dobiáš, and J. G. Švec. Frequency jumps in excised larynges in anechoic conditions: A pilot study. *Journal of Sound and Vibration*, 551:117607, 5 2023.

- [31] *Kanya general catalogue*. 2023.
- [32] R. Patel, Ch. Desai, S. Kushwah, and M. H. Mangrola. A review article on FDM process parameters in 3D printing for composite materials. *Materials Today: Proceedings*, 60:2162–2166, 1 2022.
- [33] M. Algarni and S. Ghazali. Comparative Study of the Sensitivity of PLA, ABS, PEEK, and PETG’s Mechanical Properties to FDM Printing Process Parameters. *Crystals 2021, Vol. 11, Page 995*, 11(8):995, 8 2021.
- [34] 28BYJ-48 Stepper Motor. https://www.laskakit.cz/user/related_files/28byj-48.pdf, 2023.
- [35] ULN2803A DARLINGTON TRANSISTOR ARRAY datasheet. <https://www.sparkfun.com/datasheets/IC/uln2803a.pdf>, 2023.
- [36] Futek MODEL LSB201 datasheet. <https://media.futek.com/content/futek/files/pdf/productdrawings/lsb201.pdf>, 2023.
- [37] LabJack U6 datasheet. https://old3.labjack.com/sites/default/files/2014/06/U6_UG_Export_20140604.pdf, 2012.
- [38] A. Lindner. GitHub - karbenatek/HRT. <https://github.com/karbenatek/HRT>, 2023.
- [39] J. Tůma, R. Wagnerová, R. Farana, and L. Landryová. *Základy automatizace učební text*. 2007.