

Skärmning av benledare B250 vid hörselundersökningar

En utvärdering av passiva och aktiva skärningsmetoder för möjliggörandet av pålitliga mätningar vid benledd hjärnstamsaudiometri för 250 Hz.

Kandidatarbete inom Medicinteknik

Alicia Bengtsson, Hugo Bursell Palm, David Emteborg Dabrio, Victoria Steen, Moa Tomasson, Saga Westerkull

KANDIDATARBETE-EENX16-2024-36

Skärmning av benledare B250 vid hörselundersökningar

En utvärdering av passiva och aktiva skärningsmetoder för
möjliggörandet av pålitliga mätningar vid benledd
hjärnstamsaudiometri för 250 Hz.

Alicia Bengtsson, Hugo Bursell Palm, David Emteborg Dabrio,
Victoria Steen, Moa Tomasson, Saga Westerkull



CHALMERS

Institutionen för elektroteknik
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2024

Skärmning av benledare B250 vid hörselundersökningar

Alicia Bengtsson
Hugo Bursell Palm
David Emteborg Dabrio
Victoria Steen
Moa Tomasson
Saga Westerkull

© Alicia Bengtsson, Hugo Bursell Palm, David Emteborg Dabrio, Victoria Steen, Moa Tomasson, Saga Westerkull, 2024.

Handledare: Karl-Johan Fredén Jansson, forskare, signalbehandling och medicinsk teknik, elektroteknik

Examinator: Sabine Reinfeldt, docent och enhetschef, signalbehandling och medicinsk teknik, elektroteknik

Kandidatarbete 2024
Institutionen för elektroteknik
Chalmers Tekniska Högskola
SE-412 96 Göteborg
Telefon +46 31 772 1000

Framsida: Karaktäristisk morfologi av ett ABR-svar där y-axeln visar genererad spänning i elektroderna och x-axeln visar tid. Toppar och dalar av intresse för diagnostik är markerade [1]. CC-BY-SA

Abstract

Auditory Brainstem Response (ABR) utilizes EEG to study the auditory system. When using bone-conducted sound, magnetic fields generated by the bone conductor interfere with the electrode measurements, and therefore air-conducted sound is primarily used. The purpose of this study is to present a method for shielding these aforementioned magnetic fields, particularly those generated by the bone conductor B250 during an ABR examination at 250 Hz.

To achieve this objective, the interference was characterized by performing measurements on a watermelon with the following bone conductors: Radioear B71, Radioear B81, and Transducer B250. The watermelon was stimulated at 250 Hz for various sound levels. The results indicated that the interference is repeatable and that its amplitude increases with the stimulation level for all bone conductors. The tests also indicated that the interference generated by B250 is less significant than the interference generated by the other two bone conductors.

Three passive shielding methods were then investigated: a wound copper coil, a copper tube without a lid, and a copper tube with a lid. The B250 conductor was positioned in the center of the different configurations, and measurements were taken at various stimulation levels. While all passive methods showed limited effectiveness, the copper coil yielded the best results.

Additionally, an active shielding approach was investigated, involving two copper coils: a measuring coil monitoring B250's interference and an anti-interference coil reducing the impact of the interference on the electrodes. To prevent the magnetic field generated by the anti-interference coil from affecting the measuring coil, a configuration where there is no mutual inductance was required. To find such a configuration, the coils were placed on top of each other with a partial overlap. The configuration was tested by monitoring the generated voltage. The measurement suggested the existence of such a position, and the same study was subsequently conducted in COMSOL multiphysics to determine a more precise theoretical positioning. The COMSOL study resulted in a position where the mutual inductance is zero, indicating that the shielding method is possible.

Keywords: Bone conduction, Auditory Brainstem Response, ABR, B250, B71, B81, passive shielding, active shielding, mutual inductance

Tack till

Vi vill rikta ett varmt tack till vår handledare Karl-Johan Fredén Jansson för hans vägledning och feedback under hela arbetsprocessen. Vi vill även tacka vår examinator Sabine Reinfeldt för hennes stöd under arbetets gång. Slutligen vill vi även tacka Thomas Rylander för värdefulla idéer och insikter som har format detta arbete.

Alicia Bengtsson, Hugo Bursell Palm, David Emtborg Dabrio, Victoria Steen, Moa Tomasson, Saga Westerkull, Göteborg, Maj 2024

Lista med akronymer

Nedan följer en lista med akronymer som använts under detta arbete, listan är ordnat alfabetiskt.

ABR	Auditory Brainstem Response
BEST	Balanced Electromagnetic Separation Transducer
dB HL	Decibels Hearing Level
dB nHL	Decibels Normalized Hearing Level
dB SPL	Decibels Sound Pressure Level
EEG	Electroencefalography
EMI	Electromagnetic Interference
VEMP	Vestibular Evoked Myogenic Potential

Nomenklatur

Nedan följer en nomenklatur med parametrar som benämns i denna tes.

Parametrar

f	Frekvens
T	Periodtid
λ	Våglängd
A	Amplitud
I	Akustisk intensitet
I_0	Referensintensitet
L	Ljudnivå i dB
σ	Konduktivitet
μ	Permeabilitet
ω	Vinkelfrekvens

Innehåll

Lista med akronymer	v
Nomenklatur	vi
Figurer	ix
1 Introduktion	1
1.1 Bakgrund	1
1.2 Syfte	1
1.3 Frågeställningar	2
2 Teori	3
2.1 Ljud	3
2.2 Decibelskalan	4
2.2.1 Ljudtrycksnivå	5
2.2.2 Hörselnivå	5
2.3 Örats funktion	5
2.3.1 Luftledning	5
2.3.2 Benledning	6
2.4 Hjärnstamsaudiometri	7
2.4.1 Morfologin av ABR-svar	7
2.4.2 Luftledd och benledd hjärnstamsaudiometri	8
2.4.3 Patientgrupp	8
2.5 Vestibulärt framkallade myogena potentialer	9
2.6 Benledare	9
2.6.1 Radioear B71	9
2.6.2 Radioear B81	10
2.6.3 Transducer B250	10
2.7 Elektromagnetisk interferens och skärmningsmetoder	11
2.7.1 Elektromagnetisk interferens	11
2.7.2 Passiv skärmning	11
2.7.3 Aktiv skärmning	12
3 Metod	13
3.1 Kalibrering av mätverktyg	13

3.2	Karakterisering av störning	13
3.2.1	Elektrodkonfiguration och förberedelser	13
3.2.2	Utförande av mätningar	14
3.2.3	Datahantering	15
3.3	Passiv Skärmning	15
3.3.1	Skärningsmetoder	15
3.3.2	Utförande av mätningar	15
3.3.3	Datahantering	16
3.4	Aktiv skärmning	16
3.4.1	Koncept	16
3.4.2	Konfiguration av spolar	17
3.4.3	Praktiska tester	17
3.4.4	Simulerade tester	18
4	Resultat	20
4.1	Repetierbarhet av mätningar	20
4.2	Karakterisering av störning	20
4.3	Passiv skärmning	22
4.4	Aktiv skärmning	24
4.4.1	Praktiska tester av aktiv skärmning	24
4.4.2	Simulerade tester av aktiv skärmning	25
5	Diskussion	27
5.1	Utvärdering av störning	27
5.2	Jämförelse av passiva skärningsmetoder	28
5.2.1	Lockets inverkan på skärningsförmågan	28
5.2.2	Inträngningsdjup	28
5.2.3	Övriga observationer	29
5.2.4	Metodutveckling för passiv skärmning	29
5.3	Utvärdering av aktiv skärmning	30
5.3.1	Förskjutningen av spolarna i COMSOL	30
5.3.2	Eventuella effekter av ömsesidig induktans	31
5.3.2.1	För hög inducerad spänning i mätspolen	31
5.3.2.2	För låg inducerad spänning i mätspolen	31
5.3.2.3	Möjliga lösningar till kaskadeffekten	31
5.3.3	Frekvensens inverkan på spolarnas förskjutning	32
5.3.4	Inverkan från B250 på spolarnas positionering	32
5.4	Skärmning vid VEMP-undersökningar	33
5.5	Metodval	34
5.5.1	Val av fantom	34
5.5.2	Val av frekvens	34
5.5.3	Aktiv skärmning	34
6	Slutsats	36
	Litteraturförteckning	37

Figurer

2.1	En ljudvåg visualiserad som en sinuskurva och en longitudinell våg.	3
2.2	Diagram av örat och dess olika delar [12][13], CC-BY (bilden är översatt till svenska)	6
2.3	Karaktäristisk morfologi av ett ABR-svar där y-axeln visar genererad spänning i elektroderna och x-axeln visar tid. Toppar och dalar av intresse för diagnostik är markerade [1]. CC-BY-SA.	8
2.4	Diagram av benledare B71 [26]. Återgiven med tillstånd.	10
2.5	Diagram av benledare B81 [26]. Återgiven med tillstånd.	10
3.1	Placering av elektroder och benledare på vattenmelon.	14
3.2	Tre passiva skärmningsmetoder. Från vänster till höger: Spole, kopparrör, kopparrör med lock.	15
3.3	Position av de tre passiva skärmningsmetoderna på vattenmelon.	16
3.4	COMSOL modell med två spolar samt luftsfär med koordinater (32,2;0;2) mm för mätspolen och (0;0;0) för luftsfären och antistörningsspolen.	18
4.1	Test av repeterbarheten av mätningar vid 50 och 60 dB nHL.	20
4.2	Störning genererad av B71, B81 och B250 vid flertalet stimuleringsnivåer.	21
4.3	Störningarna genererad av B71, B81 och B250 vid 40, 45, 50 och 55 dB nHL.	22
4.4	Förhållandet mellan störningen och stimuleringsnivån och dess regressionsmodell.	22
4.5	Den genererade störningen från B250 vid stimuleringsnivåerna 40, 50 och 60 dB nHL vid användning av de tre olika passiva skärmningsmetoderna, samt deras referens.	23
4.6	Induktansen i mätspolen beroende på dess position i förhållande till antistörningsspolen.	25
4.7	Den genererade spänningen i mätspolen beroende på dess position och spänning i antistörningsspolen.	26
4.8	Hur den inducerade spänningen i mätspolen förändras beroende på frekvens (figur a) och position (figur b).	26

1

Introduktion

Hörselundersökningar är avgörande för att diagnostisera hörselnedsättningar och möjliggöra behandling. Eftersom en fungerande hörsel är av stor vikt för människans kommunikationsförmåga samt personliga och sociala utveckling, finns det ett behov av anpassningsbara hörselundersökningar som kan adressera de varierande behoven hos olika patientgrupper.

1.1 Bakgrund

Vid utförandet av traditionella hörselundersökningar på spädbarn och patienter med nedsatt kognitiv förmåga uppstår utmaningar då kommunikationssvårigheter kan komplicera undersökningsprocessen. Dessa patientgrupper har ett behov av alternativa undersökningsmetoder som till exempel hjärnstamsaudiometri (ABR) och vestibulärt framkallade myogena potentialer (VEMP), där EEG används för att undersöka hörsel- respektive och balansorganet [2][3]. Undersökningsmetoderna utförs främst med luftlett ljud då benledare, som används för benlett ljud, genererar magnetiska fält som stör mätningarna med elektroderna vid lägre frekvenser. För att objektivt fastställa om en hörselnedsättning är belägen i mellanörat eller innerörat, är undersökningar med benledare nödvändigt [4]. Det finns därmed ett behov av att skärma störningen som begränsar denna typ av undersökning.

Genom att karakterisera den genererade störningen och utveckla en skärmmningsmetod skulle undersökningsmetoden även kunna användas vid låga frekvenser för att diagnostisera hörselnedsättningar hos tidigare nämnda patientgrupper. Låga frekvenser i detta sammanhang avser frekvenser under 1 kHz. I detta arbete karakteriseras störningen hos Radioear B71, Radioear B81 samt prototypen Transducer B250. Arbetet undersöker även olika passiva skärmmningsmetoder samt en aktiv skärmmningsmetod för B250 vid benledda ABR-undersökningar.

1.2 Syfte

Syftet med detta arbete är att undersöka möjligheterna till passiv och aktiv skärmmning av magnetfälten som genereras av benledare B250 vid 250 Hz. Detta då magnetfälten stör mätningen med elektroder vid hörselundersökningar med benledd ABR.

1.3 Frågeställningar

Projektets syfte kommer uppnås genom att besvara följande frågeställningar:

- Hur ser störningen ut för de olika benledarna, finns det några likheter och/eller skillnader mellan dem?
- Hur väl presterar de passiva skärningsmetoderna?
- Finns det möjligheter till aktiv skärmning av systemet, och hur skulle en sådan konfiguration se ut?

2

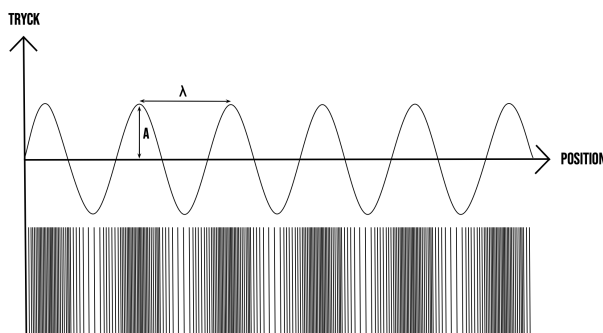
Teori

I detta avsnitt presenteras den teoretiska grunden för arbetet. Här sammanfattas den fakta, begrepp och principer, som alla ligger till grund för arbetets utveckling. Innehållet i detta avsnitt används även som underlag vid tolkning av resultat samt vid formulering av eventuella slutsatser.

2.1 Ljud

Ljud är mekaniska vågor som breder ut sig i elastiska medier som till exempel luft och vatten [5]. Dessa vågor bildas när ett objekt vibrerar vilket ger upphov till tryckvariationer i det omgivande mediet. Ljud sprids som longitudinella vågor, där de mekaniska vibrationerna kan beskrivas som växlande kompressioner och expansioner [5]. Dessa tryckvariationer uppfattas av vårt hörselsinne som ljud och tack vare ljudvågornas egenskaper – frekvens, amplitud och vågform – kan vi registrera och tolka olika ljud [5].

Figur 2.1 visualiserar en ljudvåg. Den övre kurvan illustrerar ljudvågen som en sinuskurva med amplituden A och våglängden λ . Den undre kurvan illustrerar ljudvågen som en longitudinell våg med växlande kompressioner och expansioner.



Figur 2.1: En ljudvåg visualiserad som en sinuskurva och en longitudinell våg.

De tryckvariationer som utgör ljudvågen upprepar sig över en viss sträcka. Denna sträcka kallas för våglängd, betecknas av den grekiska bokstaven λ och mäts i meter (m) [5]. Tiden det tar för en hel våglängd att passera en punkt i rummet kallas för

periodtid, T , en storhet som mäts i sekunder (s) [5]. Under en sekund passerar ett visst antal våglängder en punkt i rymden. Detta antal är ljudvågens frekvens, vilket mäts i hertz (Hz) och representeras av bokstaven f [5].

Det finns ett omvänt förhållande mellan vågens frekvens och periodtid. Sambandet innebär att ljudvågor med låga frekvenser har långa perioder, medan ljudvågor med höga frekvenser har korta perioder. Frekvens uppfattas fysiologiskt som tonhöjd, där en högre frekvens ger en högre uppfattad tonhöjd, det vill säga en ljusare ton. Människan hör normalt frekvenser mellan 20 Hz och 20 kHz [5]. Vanligtvis försämras förmågan att uppfatta de höga frekvenserna med kortare våglängder vid en hörselnedsättning [6]. Detta beror på att hårcellerna i innerörat, som överför ljudet till hjärnan, är känsligare för skador vid höga frekvenser än vid låga frekvenser. Denna typ av hörselnedsättning är ofta åldersrelaterad eller ett resultat av att ha vistas i miljöer med höga ljudnivåer [6].

Tryckvariationerna som uppstår när en ljudvåg propagerar genom luft skapar fluktuationer över och under atmosfärstrycket. Storleken på denna fluktuation kallas för ljudvågens amplitud, mäts i Pascal (Pa) eller Newton per kvadratmeter (N/m^2) och representeras av bokstaven A [5]. Ljudvågens amplitud bestämmer vågens intensitet. Akustisk intensitet, I , mäts i watt per kvadratmeter (W/m^2) och definieras som den genomsnittliga energiöverföringshastigheten per enhetsarea vinkelrätt mot vågens utbredningsriktning. Amplituden uppfattas fysiologiskt som ljudstyrka, där en högre amplitud ger en högre uppfattad ljudstyrka.

2.2 Decibelskalan

Decibelskalan är en logaritmisk skala som används för att beskriva intensiteten hos fysikaliska storheter, så som ljudvågor eller elektricitet [5]. Decibelnivån definieras av ekvation 2.1.

$$L = C * \log(I/I_0) \quad (2.1)$$

I ekvationen representerar L decibelnivån av en godtycklig ljudvåg med intensiteten I och referensintensiteten I_0 . C är en konstant som varierar beroende på storhet. För storheter som är direkt proportionella mot effekt används $C=10$, dessa kallas ofta för effektenheter [7]. För storheter som är direkt proportionella mot kvadratroten av effekt används $C=20$, dessa kallas ofta för rot-effektenheter och innefattar bland annat spänning i volt (V) samt ljudtrycksnivå i Pa [7]. Eftersom decibelskalan beskrivs av en kvot mellan två intensiteter, är det referensintensiteten I_0 som motsvarar decibelvärdet 0. Om intensiteten I har samma värde som I_0 kommer således decibelvärdet att bli noll [5]. Det finns olika decibelskalor, exempelvis decibel ljudtrycksnivå (dB SPL), decibel hörselnivå (dB HL) och decibelnormaliserad hörselnivå (dB nHL).

2.2.1 Ljudtrycksnivå

Ljudtryck är den lokala avvikelser från det omgivande lufttrycket orsakat av en ljudvåg [8]. Ljudtrycksnivån är en logaritmisk mätning av trycket hos ett ljud relativt ett referensvärde. När ljudtrycksnivån representeras på en decibelskala, är referenspunkten, eller 0 dB, ofta inställd på $20\mu\text{Pa}$ för luftlett ljud. Detta då $20\mu\text{Pa}$ betraktas som tröskeln för mänsklig hörsel. Enheten används ofta för att kalibrera signaler i utrustning som används vid hörselundersökningar [8].

2.2.2 Hörselnivå

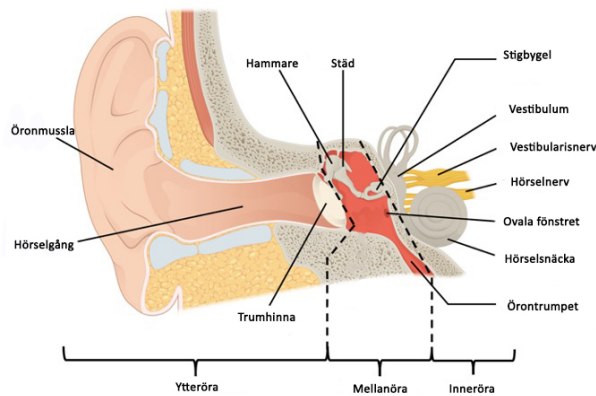
Decibelnormaliserad hörselnivå, dB nHL, och decibel hörselnivå, dB HL, används för att mäta signalens intensitet relativt tröskeln för hörsel hos individer med normal hörsel [9]. Hörselnivån dB HL används främst för att representera intensiteten hos kontinuerligt sinusformade ljud, medan normaliserad hörselnivå, dB nHL, används för att representera intensiteten hos kortvariga ljudpulser, till exempel klick [9]. Dessa kortvariga signaler används ofta vid objektiva hörselbedömningar såsom ABR-undersökningar. Tröskeln för hörseln hos en genomsnittlig vuxen sätts till 0 dB över olika frekvenser, och avvikelser från denna tröskel indikerar hörselförlust eller hörselkänslighet [9]. Om en person hör sämre än genomsnittet kommer det motsvarande värdet att vara större än noll decibel, och om en person hör bättre än genomsnittet kommer värdet att vara mindre än noll decibel.

2.3 Örats funktion

Örat möjliggör hörsel men spelar även en betydande roll för kroppens balanssystem [10]. Hörselsystemet är ett sensoriskt organ som uppfattar och omvandlar ljud som tolkas av hjärnan för att möjliggöra interaktion, anpassning och kommunikation. Hörselprocessen delas in i luftledning och benledning. Det vestibulära systemet, även kallat balanssystemet, är också beläget i örat men är en del av kroppens proprioceptiva system och har till uppgift att registrera huvudets rörelser och kroppens position i syfte att upprätthålla balans och orientering [10].

2.3.1 Luftledning

I luftledningsprocessen fångar öronmusslan upp ljud som färdas genom hörselgången till trumhinnan (se figur 2.2) [11]. De inkommande ljudvågorna sätter trumhinnan i rörelse, och vibrationerna förs därefter vidare till mellanörats tre hörselben: hammaren, städet och stigbygeln. Hörselbenskedjan förstärker vibrationerna, och via det ovala fönstret överförs ljudvågorna till hörselsäckan i innerörat [11].



Figur 2.2: Diagram av örat och dess olika delar [12][13], CC-BY (bilden är översatt till svenska)

Hörselsnäckan består av tre vätskefyllda gångar: scala vestibuli, scala tympani samt scala media, och mellan dessa gångar sitter basilarmembranet med hörselhåren [11]. När en ljudvåg når hörselsnäckan sätts vätskan i rörelse och en våg fortplantar sig längs basilarmembranet. Denna våg stimulerar de sensoriska cellerna på membranets yta och som respons på stimuli skickas nervimpulser via hörselnerven till hörselcentrum i hjärnan. På grund av basilarmembranets struktur vibrerar olika frekvenser olika kraftigt på olika ställen längs membranet [11]. Denna mekanism resulterar i att olika sensoriska celler sänder ut nervimpulser vid olika inkommande frekvenser. Hörselhår nära snäckans breda ände registrerar högfrekventa ljud, medan hörselhår närmare snäckans centrum reagerar på lågfrekventa ljud. Hörselsnäckan registrerar även ljudvågens amplitud och tillsammans med frekvensinformationen skickas denna information till hörselcentrum i hjärnan via hörselnerven för tolkning [11].

2.3.2 Benledning

Benledning är en process där ljud leds till innerörat via skallbenet [14]. Detta innebär att vibrationer som propagerar via benledning kan nå innerörat oberoende av ytterörats och mellanörats funktion. När vibrationerna når innerörat sätts vätskan i hörselsnäckan i rörelse och resterande del av hörselkedjan är gemensam för de båda ledningsprocesserna [14].

Ben leder generellt lågfrekventa ljud mer effektivt än högfrekventa ljud [14]. Detta är anledningen till att människor uppfattar sin egen röst annorlunda när den talas jämfört med när den spelas in och spelas upp i efterhand. Människor uppfattar alltså sin egen röst djupare och fylligare än vad andra gör då benledningen förstärker de låga frekvenserna [14].

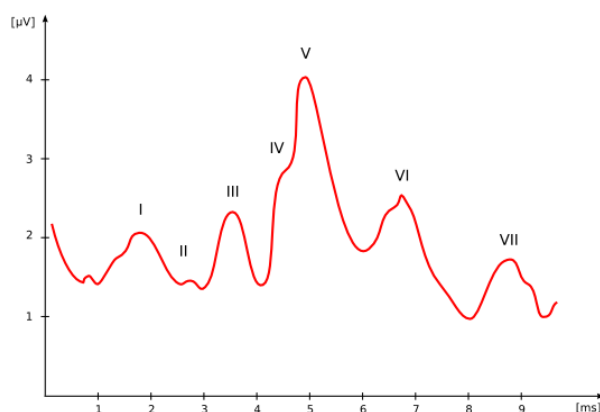
2.4 Hjärnstamsaudiometri

Hjärnstamsaudiometri (ABR) är en undersökningsmetod som kan användas för att diagnostisera eventuella hörselskador i hörselnerven och hjärnstammen. ABR ger ett objektiva mått på hörselns funktion och är särskilt användbar för att fastställa hörseltrösklar hos spädbarn, det vill säga de ljudnivåer och tonhöjder som kan uppfattas [15] [16]. Vid ABR används elektroencefalografi (EEG) med ytelektroder för att registrera elektriska signaler som löper i hörselbanorna mellan hörselnäcken och hörselcentrat i hjärnan [15]. Elektroderna registrerar signalerna från hörselnerven, som är en del av den akustiska nerven, vilken har rötter anslutna till hjärnstammen [17].

ABR får sin benämning från den aktionspotential som genereras av hjärnstammen som respons på stimuli. Hjärnstammens aktivitet påverkas inte av sömn och en ABR kan således genereras även under sömntillstånd [15]. Att utföra en ABR-undersökning under sömntillstånd eller vid ett mycket avslappnat men vaket tillstånd kan vara fördelaktigt, då signaler från andra delar av hjärnan är lägre under dessa förhållanden. Potentialerna som genereras har relativt små amplituder och behöver därför förstärkas för att kunna analyseras. På grund av denna karaktäristik kan det bli svårt att urskilja signalerna från eventuellt brus som registreras av systemet om undersökningen sker vid ett vaket tillstånd. Om undersökningen sker under sömntillstånd eller mycket avslappnat tillstånd minskar således risken för oönskat brus samtidigt som möjligheten för mer exakta mätningar ökar [18].

2.4.1 Morfologin av ABR-svar

Den karakteristiska vågformen av ett ABR-svar, även kallad morfologin, kan ses i figur 2.3. Den består av flertalet toppar och dalar som genereras av neural avfyrning vid olika skeden längs hörselbanan [18]. Våg V, i figur 2.3, är av störst betydelse när man undersöker hörseltrösklar. Detta då denna våg har störst amplitud, är mest robust och därmed lättast att detektera. Våg VI och VII är av liten klinisk betydelse och försummas ofta vid ABR-undersökningar [19]. Det finns olika faktorer som kan påverka vilken typ av morfologi som erhålls vid en undersökning. Ofta avviker den erhållna morfologin avsevärt från det karaktäristiska fallet. De faktorer som påverkar vågformerna innefattar bland annat vilket typ av stimuli som appliceras, frekvens- och intensitetsnivå samt typ och nivå av hörselförlust [18].



Figur 2.3: Karakteristisk morfologi av ett ABR-svar där y-axeln visar genererad spänning i elektroderna och x-axeln visar tid. Toppar och dalar av intresse för diagnostik är markerade [1]. CC-BY-SA.

2.4.2 Luftledd och benledd hjärnstamsaudiometri

En luftledd ABR-undersökning innebär att ett ljudstimuli måste transmittas genom ytterörat, mellanörat och innerörat för att fastställa hörselns funktion. Vid denna undersökning är det vanligt att ett ljudstimuli ges från en hörlur placerad i hörselgången [15]. Benledda ABR-undersökningar är nödvändiga då det är möjligt att registrera information om hörselnedsättningens ursprung i form av den sensoriska nervfunktionen. Vid dessa undersökningar används istället en benledare som ger mekaniskt stimuli i form av vibrationer. Dessvärre orsakar benledarna elektromagnetiska störningar som gör det svårt att genomföra undersökningen med elektroder vid låga frekvenser [20].

Generellt sett används luftledd ABR som ett första steg då det inte nödvändigtvis finns ett behov av benledd ABR om den luftledda ABR-undersökningen tyder på normal hörselns funktion [20]. En undersökning med benledd ABR är emellertid nödvändig om en hörselnedsättning upptäcks, eftersom enbart luftledd ABR inte kan ge tillräckligt med information om vad som orsakar den nedsatta hörselns funktionen [20].

2.4.3 Patientgrupp

Vid en del konventionella hörselundersökningar måste patienten själv vara i aktivt och vakert tillstånd för att kunna ge audionomen information om sin hörsel. Detta kan till exempel innebära att svara på frågor om hur bra en viss ljudnivå uppfattas [21]. Dessa krav finns inte vid en ABR-undersökning då undersökningen, som tidigare nämnt, ger ett objektiva mått på hörselns funktion. Fördelen med detta är att undersökningen har färre begränsningar och krav på uppfyllda kriterier hos patienten och kan således utföras på en bred patientgrupp. Det är därför vanligt att ABR används för att utvärdera hörseln hos till exempel spädbarn under sömntillstånd eller individer med nedsatt kognitiv förmåga [15].

2.5 Vestibulärt framkallade myogena potentialer

Vestibulärt framkallade myogena potentialern (VEMP) är en metod som används för undersökningar av hörselorganet. VEMP är en diagnostisk metod som fokuserar på det vestibulära systemet för att bedöma patientens otolitfunktion [3]. Detta skiljer sig från ABR, som huvudsakligen undersöker hörselnervens funktion [15]. Att utvärdera otolitfunktionen har en avgörande betydelse för att bibehålla balans och spatial orientering, samt för att möjliggöra identifiering av olika vestibulära patologier och neurologiska tillstånd [3].

Precis som vid ABR, kan stimuleringen vid VEMP-undersökningar utföras på två olika sätt. Den traditionella metoden, luftledd VEMP (AC-VEMP), använder ljudstimulering, såsom klick eller rena toner [22]. Det är också möjligt använda benledd VEMP (BC-VEMP), där stimuleringen sker genom vibrationer i skallbenet [23].

2.6 Benledare

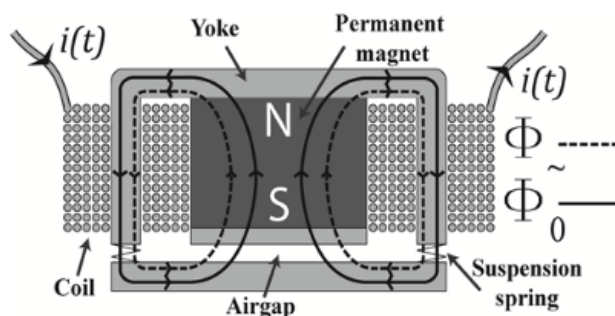
En benledare är ett instrument som skapar vibrationer i skallbenet [24]. Benledare har flera användningsområden, de kan användas kliniskt för att diagnostisera hörsel- och balanssjukdomar men också kommersiellt i form av hörlurar. Vidare finns det även hörapparater som använder sig av benledning. Detta avsnitt presenterar två exempel på benledare som används kliniskt för diagnostik; Radioear B71 och Radioear B81. Ytterligare en benledare som presenteras är Transducer B250, en prototyp som ännu inte används kliniskt [24].

2.6.1 Radioear B71

Radioear B71 är en benledare som använder sig av en standardteknik i dess konstruktion. Detta i form av en resonant elektromekanisk reluktanshögtalare som konverterar elektromagnetisk energi till mekaniska rörelser [25]. Modellen för denna konstruktion visas i figur 2.4. Benledaren utför detta genom att variera magnetfältets flöde för att inducera en harmonisk vibration i den lösa delen som sitter fast i upphängningsfjädrarna (eng. suspension spring) [25]. Det finns både ett statiskt och ett tidsvarierande magnetiskt flöde, Φ_0 respektive Φ_{\sim} , där det statiska kommer från en permanentmagnet och det tidsvarierande från en ström som förs genom två spolar (eng. coils) [25]. Det varierande magnetfältet som spolarna bildar skapar en ändring i magnetfältsflödet vilket ger upphov till mekanisk kraft i den rörliga delen.

En negativ aspekt av att använda denna benledare är att lufthålet (eng. airgap) kan kollapsa vid för höga krafter om en för hög amplitud spelas upp. Detta då fjädrarna kan brista vid för hög belastning, vilket i sin tur kan leda till ökat egenproducerat brus. B71 är en äldre modell, vilket innebär att det bildas mer brus i lägre frekvensband då det magnetiska flödet har ett olinjärt samband med kraften i den rörliga delen på benledaren [26]. Detta brus bildar övertoner som kan vara problematiska vid till exempel ABR-undersökningar då detta frekvensband är viktigt för att tolka en patients hörförmåga. På de högre frekvensbanden är denna relation mer linjär,

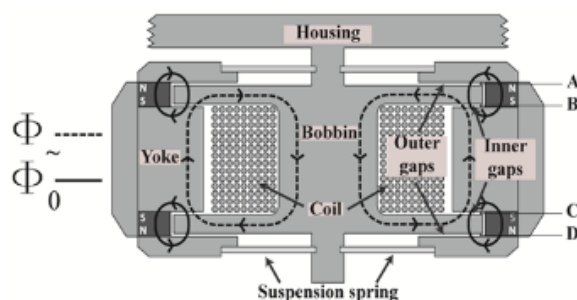
vilket gör att det inte uppstår någon större brusmängd. Det gör därmed att B71 är mer användbar för kliniska undersökningar i dessa frekvensband [26].



Figur 2.4: Diagram av benledare B71 [26]. Återgiven med tillstånd.

2.6.2 Radioear B81

Radioear B81 är en nyare modell av benledare än Radioear B71. B81 använder sig av Balanced Electromagnetic Separation Transducer (BEST), vilket är en metod där luftgapen är balanserade så att kraften blir linjärt beroende av det tidsvarierande magnetiska flödet [26]. Denna metod bidrar till en minskad mängd harmonisk distortion vid låga frekvenser. Metoden använder en balanserad upphängningsteknik som kan ses i figur 2.5. BEST reducerar både de statiska och kvadratiska krafterna som bidrar till ökad störning i den föregående modellen, B71, som ses i figur 2.4 i föregående avsnitt. Detta sker då den har fyra permanentmagneter som balanserar ut varandra [25]. Det magnetiska flödet är helt separerat mellan det statiska och dynamiska förutom i de rörliga delarna som sitter fast i upphängningsfjädrarna. På så sätt höjer BEST prestandan och den allmänna ljudkvaliteten hos benledare, vilket har bidragit till att frekvenser under 500 Hz kan mätas med högre prestanda med B81 än men föregångaren B71 [26].



Figur 2.5: Diagram av benledare B81 [26]. Återgiven med tillstånd.

2.6.3 Transducer B250

Transducer B250 är en benledare som är modernare än både B71 och B81. Denna benledare använder sig av BEST, likt Radioear B81, men har även ytterligare

en konstruktion i form av en inbyggd skärningsapparat. B250 är en prototyp framtagen av forskare på Chalmers Tekniska Högskola och en industriell samarbetspartner. Det finns endast ett fåtal publicerade studier som genomfört mätningar med B250. Dessa studier har visat på att B250 orsakar mindre egenproducerat brus, än både B71 och B81, vid låga frekvenser [27][28]. Dessutom kan skärmning användas för att minska störningen ytterligare [27]. Detta kan leda till bredare klinisk användning av benledare [28].

2.7 Elektromagnetisk interferens och skärningsmetoder

I detta avsnitt behandlas begreppet elektromagnetisk interferens (EMI), samt olika skärningsmetoder för att minska störningar som uppstår från elektromagnetiska fält vid användning av benledare.

2.7.1 Elektromagnetisk interferens

De ovan nämnda benledarna är utrustade med en spole vilket är en central komponent i deras funktion. Spolen är integrerad i den elektriska kretsen och spelar en betydande roll i processen att omvandla elektriska signaler till akustiska stimuli, i detta fall vibrationer. När en ström passerar genom spolen uppstår ett magnetiskt fält runt spolen enligt principen om elektromagnetism [29]. Det magnetiska fältet som uppstår är parallellt med spolens längdriktning och enligt Ampères lag är styrkan i magnetfältet proportionellt mot strömmen som passerar genom ledaren [29]. Styrkan på det magnetiska fältet beror också på antalet varv i spolen och spolens geometri. Detta magnetiska fält kan påverka elektroniska system och kretsar, som till exempel elektroder [30]. Det är detta fenomen som kallas för elektromagnetisk interferens (EMI).

Denna typ av störning kan härstamma från elektriska apparater, trådlösa enheter, högspänningsledningarna eller, som i detta fall, benledaren som används vid hörselundersökningen. Störningen kan sedan överföras via ledningar eller luften och kan således påverka andra elektroniska enheter [30]. Störningen kan bland annat resultera i oönskade signaler och brus samt förvränga eller blockera de önskade signalerna [31]. Detta påverkar funktionen och prestandan hos de elektroniska enheterna och det är därför viktigt att vidta åtgärder för att minska eller eliminera störningen för att på så sätt uppnå korrekta och tillförlitliga mätresultat [31]. I fallet med benledaren blir denna störning särskilt märkbar vid låga frekvenser vilket har stor inverkan på mätningarna.

2.7.2 Passiv skärmning

För att avskärma magnetiska fält kan så kallad passiv skärmning användas. Passiva skärmningssystem nyttjar material eller konstruktioner med hög permeabilitet för att blockera eller minska magnetfält [32]. Hög permeabilitet innebär att materialet

lätt kan magnetiseras och därmed är effektivt för att leda om magnetfältet [33]. Dessa material formas vanligtvis till skal som placeras över det område som är av intresse att skärma [32]. Materialet kommer sedan leda om magnetiska fältlinjer runt sin egna struktur och på så sätt minska spridningen av magnetfältet. Ett alternativ för passiv skärmning är att använda en solid yta av ett ledande material och istället omsluta källan till magnetfältet med detta material. Materialet kommer sedan att, på liknande sätt som beskrivet ovan, att leda fältlinjerna runt sin egna struktur vilket hindrar magnetfältets spridning till omgivningen.

När en yta för skärmning ska konstrueras, är det viktigt att ta hänsyn till inträngningsdjupet (eng. skin depth). De strömmar som uppstår på ytan avgränsas till ett visst djup som är beroende av materialegenskaper samt det elektromagnetiska fältets styrka och frekvens [34]. Det är detta som kallas för inträngningsdjup, vilket beräknas med formeln:

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\sigma\mu}} \quad (2.2)$$

där δ är inträngningsdjupet i meter (m), ω är det elektromagnetiska fältets vinkel-frekvens, σ är konduktiviteten för materialet och μ är permeabiliteten för materialet [35]. För 250 Hz är $\omega = 500\pi \text{ rad/s}$ och för koppar är konduktiviteten $\sigma = 5,81 \cdot 10^7 \text{ S/m}$ och permeabiliteten $\mu = 1,256629 \cdot 10^{-6} \text{ H/m}$ [36][37].

2.7.3 Aktiv skärmning

Ett magnetiskt fält kan också motverkas genom att använda aktiv skärmning. Aktiv skärmning innebär att ett annat instrument eller en separat komponent avger ett motsatt magnetiskt fält, med samma styrka, för att motverka det ursprungliga magnetfältet [38].

En tidigare beprövad metod för att neutralisera oönskade magnetfält är genom användningen av elektromagnetiska spolar [39]. I en studie utförd av N. Holmes m.fl. [39] beskrivs en typ av aktiv skärmning där kvadratiske enhetsspolar användes för att motverka oönskade magnetfält vid magnetoencefalografi-undersökningar.

Aktiv skärmning har även visat sig vara effektiv inom magnetisk resonanstomografi (MRI) undersökningar [40]. För att hantera virvelströmmar i MR-skannrar, utvecklades så kallade aktivt skärmade gradienter. Denna teknik bygger på att placera skärmningsspolar runt de gradientspolar som används för avbildning. Skärmningsspolorna fungerar genom att avbryta eller minimera de magnetiska effekterna som orsakas av gradientspolorna, vilket reducerar de virvelströmmar som induceras i MR-skannern.

Konceptet att använda en spole för att neutralisera det magnetiska fältet från en annan spole kan ligga till grund för ett aktivt skärmningssystem när det involverar benledare. Spolens funktion skulle vara att eliminera de störningar som uppstår vid mätning genom att störa ut det magnetfält som benledaren sänder ut.

3

Metod

Innan någon skärmning kunde implementeras så behövde störningen kategoriseras utan skärmningen. Detta gjordes både för att avgöra formen på störningen och dess storlek samt för att avgöra vilken av benledarna B71, B81 och B250 som genererade stabilast och minst störning. Vidare testades olika passiva skärningsmetoder för B250, i syfte att avgöra hur effektivt dessa metoder skärmar störningen. Slutligen genomfördes ett proof-of-concept för en aktiv skärningsmetod. Denna metod baserades på två spolar, där den ena mäter och den andra motverkar störningen utan att någon ömsesidig induktans påverkar skärmningen. För att genomföra och lagra data från samtliga mätningar användes Eclipse-systemet och för att visualisera resultaten från mätningarna användes Excel och MATLAB.

3.1 Kalibrering av mätverktyg

Innan några mätningar kunde utföras, kalibrerades samtliga benledare vid 250 Hz. Detta gjordes för att benledarna skulle generera den stimuleringsnivå som angavs i Eclipse och för att samtliga benledare skulle kunna jämföras med varandra. Kalibreringen genomfördes med hjälp av *artificial mastoid B&K 4930*, vilket är ett kalibreringsverktyg designat för att kalibrera benledare genom att simulera mekanisk impedans [41]. Den genererade signalen omvandlades sedan till dB nHL och en dämpningsfaktor beräknades baserat på denna dB nHL för att den uppmätta effekten skulle stämma överens med den önskade stimuleringsgraden. Kalibreringsvärdena som användes var 22 dB för B71, 27 dB för B81 och 33,5 dB för B250.

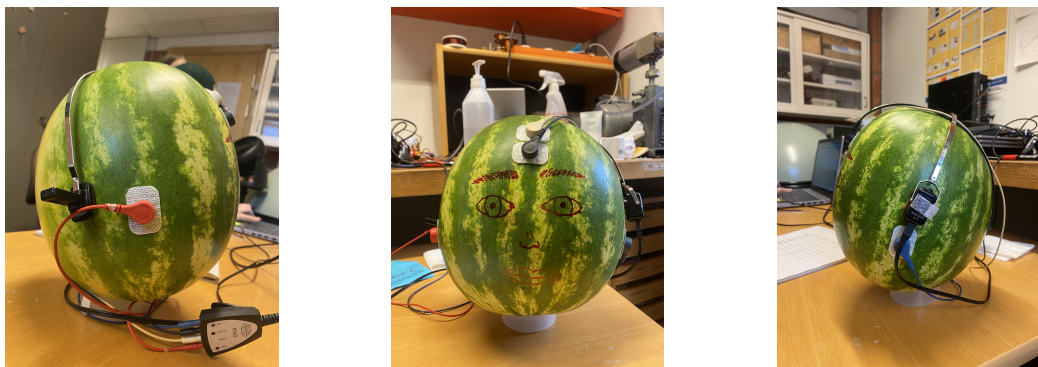
3.2 Karakterisering av störning

För att karakterisera störningen utfördes mätningar på en vattenmelon. Vattenmeloner genererar inte några egna signaler vilket gör det möjligt att endast registrera störningen.

3.2.1 Elektrodkonfiguration och förberedelser

Vid en ABR-undersökning placeras två elektroder på vardera mastoideus (utskott av tinningbenet bakom örat) samt en elektrod och en referenselektrod på pannan.

Vid mätningarna agerade vattenmelonen som ett fantomhuvud och elektroderna placerades för att efterlikna denna konfiguration. Elektrodplaceringen kan ses i figur 3.1. För att säkerställa god kontakt mellan elektroderna och vattenmelonens yta, rengjordes ytan med ansiktsskrubb och handsprit innan elektroderna applicerades. Benledaren placerades slutligen på den plats som motsvarade vänster mastoideus för att efterlikna en ABR-undersökning.



(a) Höger sida.

(b) Framifrån.

(c) Vänster sida.

Figur 3.1: Placering av elektroder och benledare på vattenmelon.

Innan mätningarna utfördes, kontrollerades impedansnivåerna mellan elektroderna. Detta för att säkerställa att undersökningen på vattenmelonen efterliknade en verklig undersökning på en människa. En högre impedans påverkar mätningarna mer och det är därför av intresse att hålla impedansnivåerna relativt låga. Ett gränsvärde på $3\text{ k}\Omega$ valdes då detta värde rekommenderas vid ABR-undersökningar med Eclipse [42].

3.2.2 Utförande av mätningar

För att visualisera och samla in signalerna från elektroderna användes systemet Eclipse. Inställningarna som användes för samtliga benledare var *tone burst* vid stimuleringsfrekvensen 250 Hz. Innan de skarpa mätningarna genomfördes, utfördes upprepade mätningar för B250 vid stimuleringsnivåerna 50 dB och 60 dB. Dessa mätningar utfördes fem gånger för vardera nivå för att kunna avgöra om mätningarna var repetitiva.

För att jämföra störningen hos B250 med störningen från andra benledare genomfördes mätningar vid olika ljudnivåer för benledarna B250, B81 och B71. Testerna med B250 utfördes vid ljudnivåerna 40, 45, 50, 55, 60 och 65 dB. Detta eftersom denna frekvens och dessa ljudnivåer vanligtvis ingår i auditiva undersökningar. Stimuleringsnivåerna för B71 var 40, 45, 50 och 55 dB och stimuleringsnivåerna för B81 var 40, 45, 50, 55 och 60 dB. Anledningen till att färre ljudnivåer undersöktes för B71 och B81 än B250 var för att de högre decibelnivåerna (65 dB för B81 samt 60 och 65 dB för B71) inte fanns som alternativ i Eclipse för dessa benledare. Samtliga mätningar utfördes en gång per ljudnivå.

3.2.3 Datahantering

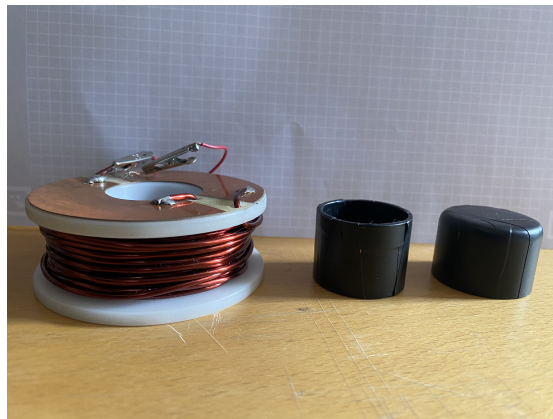
När datan samlats in med Eclipse överfördes den till ett Excel-ark, för att sedan visualiseras med hjälp av MATLAB. Störningen visualiserades för vardera benledare separat för att få en övergripande bild av hur störningen förändrades då stimuleringsnivån ökade. Samtliga benledare visualiserades även tillsammans, vid en stimuleringsnivå i taget, för att få en bild över hur störningen skiljer sig mellan de olika benledarna. Avslutningsvis översattes störningen hos B250 till $dB\mu V$ där den maximala störningen parades ihop med benledarens stimuleringsnivå. Den maximala störningen motsvarade minimumvärdet av störningen. En regressionsmodell togs sedan fram för dessa punkter med hjälp av hemsidan <https://curve.fit>.

3.3 Passiv Skärmning

För att undersöka möjligheten till passiv skärmning av B250 testades tre olika passiva skärmningsmetoder.

3.3.1 Skärmningsmetoder

De tre skärmningsmetoderna som granskades var en lindad kopparspole, ett kopparrör utan lock och ett kopparrör med lock. De tre skärmningsmetoderna kan ses i figur 3.2. Båda kopparrören hade en tjocklek på 1,4 mm och en höjd som täckte hela B250. Kopparröret utan lock hade en innerdiameter på 32 mm medan kopparröret med lock hade en innerdiameter på 34,5 mm. Båda lindades med tejp för att undvika slitage på sladdarna från B250 som låg mot kanten av kopparröret.

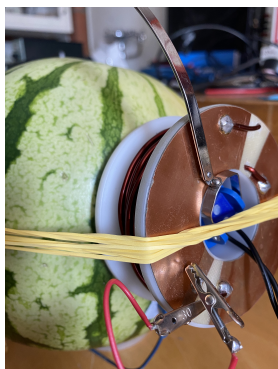


Figur 3.2: Tre passiva skärmningsmetoder. Från vänster till höger: Spole, kopparrör, kopparrör med lock.

3.3.2 Utförande av mätningar

För att utvärdera skärmningsmetoderna utfördes mätningar med samma elektrodplacering (se figur 3.1) samt inställningar som vid tidigare undersökningar. Mätningarna utfördes, en gång per ljudnivå, vid stimuleringsnivåerna 40, 50 och 60 dB nHL.

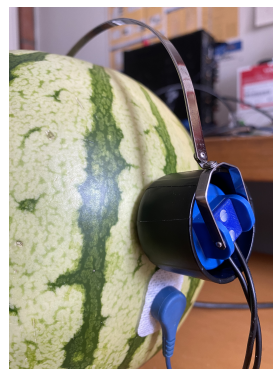
Störningen mättes först vid samtliga stimuleringsnivåer utan någon skärmning för att skapa en referens per stimuleringsnivå. De passiva skärningsmetoderna testades sedan genom att placera benledare B250 i mitten av respektive skärningsmetod, se figur 3.3. Varje skärningsmetod testades genom att utföra samma mätningar som referensmätningarna vid stimuleringsnivåerna 40, 50 och 60 dB nHL, en gång per ljudnivå.



(a) Kopparspole.



(b) Kopparrör.



(c) Kopparrör med lock.

Figur 3.3: Position av de tre passiva skärningsmetoderna på vattenmelonen.

3.3.3 Datahantering

Den registrerade störningen överfördes till MATLAB för att visualiseras vid vardera stimuleringsnivå. Detta gjordes för att avgöra hur väl respektive skärningsmetod presterade, samt för att jämföra de olika alternativen. Vidare beräknades det estimerade inträngningsdjupet för kopparrör, för att utvärdera konstruktionen av de två passiva skärningsmetoderna som syns i figur 3.3b samt figur 3.3c. Inträngningsdjupet beräknades med hjälp av ekvation 2.2.

3.4 Aktiv skärmning

I syfte att presentera en modell för aktiv skärmning undersöktes en metod bestående av två spolar. En mätspole som mäter störningen från B250, och en antistörningspole som minimerar störningens inverkan på elektroderna.

3.4.1 Koncept

Konceptet för den aktiva skärmningen bygger på att benledaren genererar ett varierande magnetiskt fält som kommer att inducera en ström i mätspolen. Strömmen i mätspolen ska sedan dirigeras, genom en förstärkningskrets, till antistörningsspolen som genererar ett antagonistiskt magnetfält avsett att motverka störningen från benledaren. Antistörningsspolen ska alltså, baserat på magnetfältet som mätspolen registrerat, generera ett magnetfält som är motriktat det magnetfält som benledaren producerar.

Ett problem som uppstår i och med denna metod är att magnetfältet från anti-störningsspolen kan påverka mätspolen till följd av spolarnas ömsesidiga induktans. Detta skulle innebära att mätspolen mäter både störningen från benledaren och antistörningsspolen vilket skulle leda till att mätspolen mäter fel magnetfält. Därmed behöver en konfiguration hittas där spolarnas ömsesidiga induktans är noll.

3.4.2 Konfiguration av spolar

En metod för att skapa en ömsesidig induktans lika med noll, är att separera spolarna från varandra. När avståndet från källan ökar, sprids de magnetiska fältlinjerna ut, vilket leder till att samma mängd magnetiskt flöde fördelas över en större yta[43]. Detta resulterar i att det magnetiska fältets styrka minskar med ett ökat avstånd mellan spolarna. Ett problem som kan uppstå vid användningen av denna metod är att mätspolen riskerar att mäta andra magnetfält än det som producerats av B250. För att undvika detta problem, samt att minimera storleken av konstruktionen så valdes en annan metod.

Denna metod bygger på att placera spolarna delvis ovanpå varandra. Tanken är att en korrekt placering av mätspolen och antistörningsspolen kommer resultera i att det resulterande magnetiska flödet, genom mätspolen från antistörningsspolen, blir noll. Ett magnetfält, producerat av en spole, har en riktning innanför spolen och motsatt riktning utanför. Eftersom antistörningsspolen och mätspolen delvis överlappar kommer magnetfältet från antistörningsspolen vara riktad både uppåt och nedåt genom mätspolen. Förhoppningen är att spolarna skall kunna överlappas på ett sådant sett att nettoflödet från antistörningsspolen, genom mätspolen, ska bli noll. I denna position kommer mätspolen endast mäta det magnetiska flödet som genereras av benledaren utan att registrera magnetfältet från antistörningsspolen. För att hitta denna konfiguration utfördes tester för att avgöra hur dessa två spolar bör positioneras i förhållande till varandra, samt för avgöra hur exakt positioneringen måste vara.

3.4.3 Praktiska tester

För att undersöka om konceptet med spolarna fungerar i praktiken utfördes ett test i syfte att identifiera den position där den inducerade spänningen är lika med noll. Både mätspolen och antistörningsspolen tillverkades av koppartråd. Mätspolen hade en ytterdiameter på 3,5 cm och antistörningsspolen hade en ytterdiameter på 5,2 cm. För att hitta den önskade positionen, genererades en spänning på 100 kHz i antistörningsspolen. Frekvensen 100 kHz valdes då signalgeneratoren inte kunde generera en signal på 250 Hz. Den lägsta frekvensen som kunde genereras var 1 kHz men då en högre frekvens gav större utslag valdes frekvensen 100 kHz. Mätspolen kopplades sedan till ett oscilloskop och placerades ovanpå antistörningsspolen. Därefter förflyttades mätspolen horisontellt bort från antistörningsspolen, samtidigt som den inducerade spänningen i mätspolen övervakades.

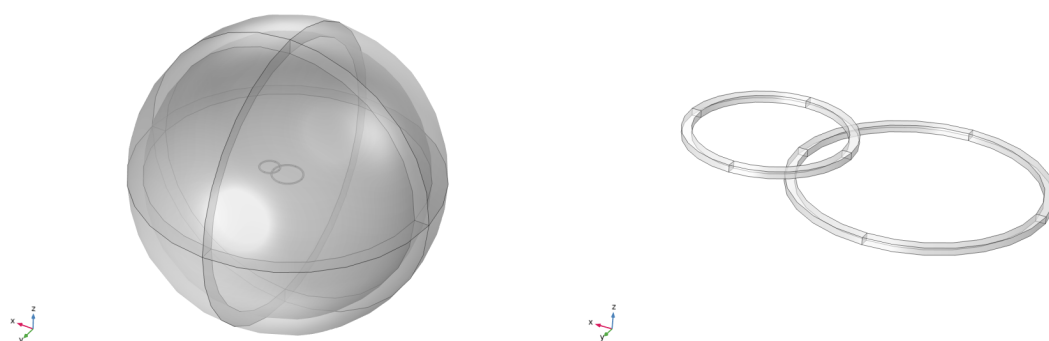
Vidare utfördes ett test för att avgöra om B250 påverkar positionen då spolarna överlappar och den ömsesidiga induktansen är noll. Spolarna placerades i den kon-

figuration, som enligt föregående test, resulterar i att den ömsesidiga induktansen är noll, och B250 placerades sedan i mitten av antistörningsspolen. Till en början mättes magnetfältet från B250, med mätspolen, utan att antistörningsspolen var påslagen. I detta läge registrerar mätspolen endast magnetfältet från benledaren då antistörningsspolen är inaktiverad. Där efter aktiverades antistörningsspolen, detta för att se om det uppmätta magnetfältet förändrades till följd av antistörningsspolen. Om magnetfältet förändras har mätspolen påverkats av magnetfältet från antistörningsspolen, medans om magnetfältet förblir detsamma innebär det att den ömsesidiga induktansen är noll.

3.4.4 Simulerade tester

Efter att de praktiska testerna var genomförda utfördes samma studie i COMSOL. Detta för att avgöra en mer exakt, teoretisk, positionering där den ömsesidiga induktansen är noll samt för att visualisera hur den ömsesidiga induktansen förändras beroende förskjutningen mellan spolarna.

En modell skapades i COMSOL för att efterlikna den praktiska uppställningen. Två bilder på modellen kan ses i figur 3.4. Två cylindrar skapades med samma ytterdiameter som de fysiska spolarna. Båda spolarna hade en yttervägg med en tjocklek på 1 mm och en höjd på 1,5 mm. Antistörningsspolens centrum placerades i origo och mätspolens centrum placerades i koordinatern (pos;0;2mm). Variabeln 'pos' valdes inledningsvis till noll och varierades sedan för att testa olika förskjutningar mellan spolarna. Därefter skapades en sfär med radien 25 cm. Sfären delades upp i ett ytterskal med tjockleken 2,5 cm och en inre volym. Det yttre skalet definierades som en "infinite element domain". När geometrin var utformad definierades materialet för spolarna som koppar, medan sfären skal och inre volym definierades som luft.



(a) Mätspole och antistörningsspole i luftsfär. (b) 3D-modell av mätspolen (liten) och antistörningsspolen (stor).

Figur 3.4: COMSOL modell med två spolar samt luftsfär med koordinater (32,2;0;2) mm för mätspolen och (0;0;0) för luftsfären och antistörningsspolen.

Spolegenskaperna specificerades genom att definiera båda spolar som "homogenized multiturn coils" med 10 varv vadera. Ingen ström skickades in i mätspolen, vilket

innebär att den spänning som genererades i antistörningsspolen var den maximala störningen som uppmättes för B250 utan någon skärmning. En frekvensstudie på 250 Hz utfördes sedan i COMSOL, i kombination med en *parameter sweep*. Denna *sweep* utfördes över spolarnas överlapp. Mätspolens x-positionen (pos) ändrades succesivt från 0 cm till 5 cm med steg på 0,1 cm. Den uppmätta spänningen i mätspolen visualiserades därefter, i förhållande till förskjutningen, i en graf. Testet upprepades sedan och den genererade spänningen i antistörningsspolen bestämdes till 1000 gånger den maximala störningen som uppmättes för B250 utan skärmning.

Ytterligare en frekvensstudie utfördes sedan där frekvenser mellan 250 och 5000 Hz testades, med steg på 50 Hz. Detta gjordes för att avgöra om frekvensen påverkar positionen där den ömsesidiga induktansen är noll. Testet utfördes eftersom de praktiska mätningarna utfördes vid 100 kHz istället för 250 Hz. En spänning genererades i antistörningsspolen som var den samma som den maximala störningen som mättes för B250. Förskjutningen mellan spolarna under detta test valdes sedan till den position där den ömsesidiga induktansen mättes till noll under det första testet i COMSOL. Resultatet visualiserades sedan i en graf. Sedan upprepades den första COMSOL testet för den frekvens som genererade den största spänningen i mätspolen. En *parameter sweep* gjordes därmed från 0 till 5 cm förskjutning med steg på 0,1 cm. Spänningen i spolen var den samma som tidigare tester utan någon förstärkning.

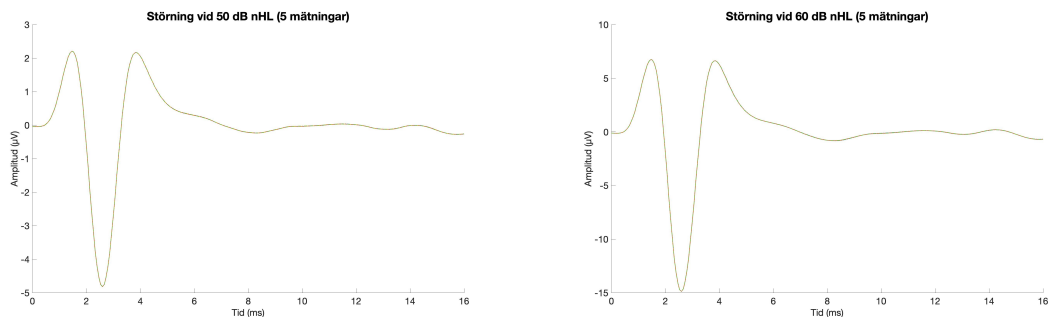
4

Resultat

I detta avsnitt redovisas resultaten från mätningarna och simuleringarna som genomförts. Samtliga grafer har visualiserats i MATLAB och datan har lagrats i Excel. Avsnittet omfattar karakteriseringen av störningen, utvärderingen av de tre passiva skärningsmetoderna samt undersökningen av den aktiva skärningsmetoden.

4.1 Repeterbarhet av mätningar

I figur 4.1 visas upprepade mätningar av störningen med B250. Mätningarna utfördes fem gånger för vardera simuleringsnivå, 50 och 60 dB nHL. Ingen variation observerades mellan de upprepade mätningarna för respektive simuleringsnivå. Observera att axlarna i delfigurerna har olika skala.



(a) 5 upprepade mätningar vid 50 dB nHL. (b) 5 upprepade mätningar vid 60 dB nHL.

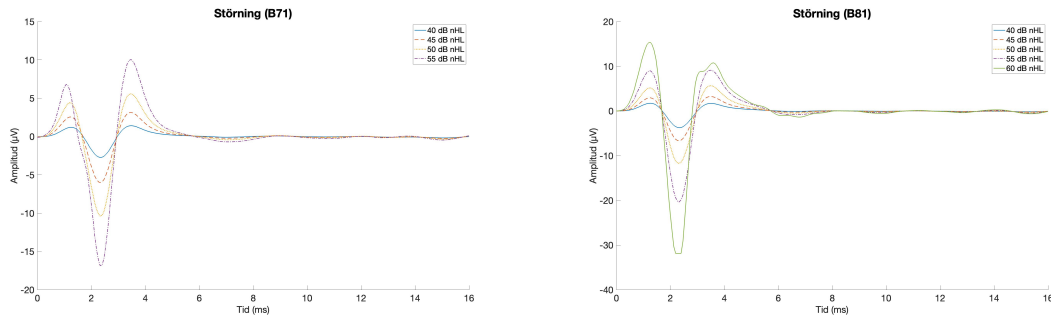
Figur 4.1: Test av repeterbarheten av mätningar vid 50 och 60 dB nHL.

4.2 Karakterisering av störning

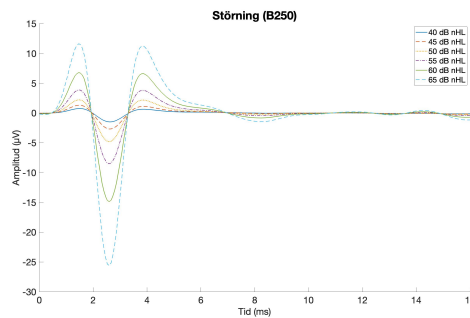
Störningen som genererades i elektroderna av B71 vid 40, 45, 50 och 55 dB nHL kan ses i figur 4.2a, där respektive kurva representerar de olika stimuleringsnivåerna. Amplituden av störningen ökar i samband med att stimuleringsnivån ökar. Den störning som genererades av B81 vid 40, 45, 50, 55 och 60 dB nHL kan ses i figur 4.2b. Även här är det möjligt att se hur störningen ökar i amplitud med en ökande

4. Resultat

stimuleringsnivå. Kurvorna har samma generella form förutom kurvan för 60 dB, där den andra toppen minskar i amplitud innan den ökar igen. Figur 4.2c visar störningen som B250 genererade vid stimuleringsnivåerna 40, 45, 50, 55, 60 och 65 dB nHL. Störningarna följer samma mönster samtidigt som deras amplitud ökar med stimuleringsnivån.



(a) Störningen genererad av B71 vid stimuleringsnivåerna 40-55 dB nHL med steg på 5 dB nHL. (b) Störningen genererad av B81 vid stimuleringsnivåerna 40-60 dB nHL med steg på 5 dB nHL.

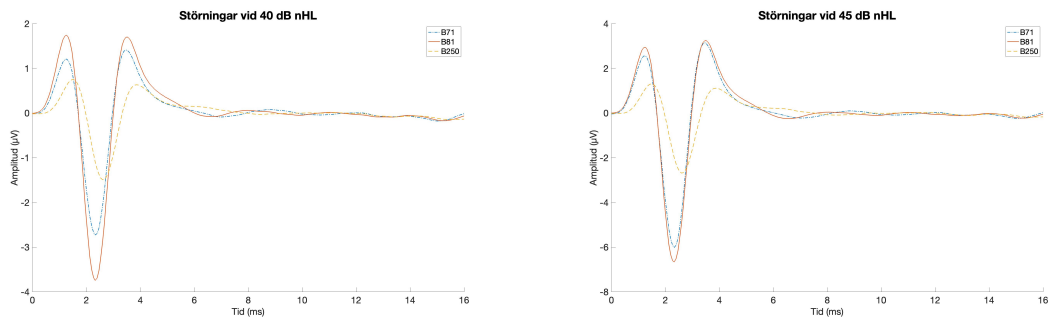


(c) Störningen genererad av B250 vid stimuleringsnivåerna 40-65 dB nHL med steg på 5 dB nHL.

Figure 4.2: Störning genererad av B71, B81 och B250 vid flertalet stimuleringsnivåer.

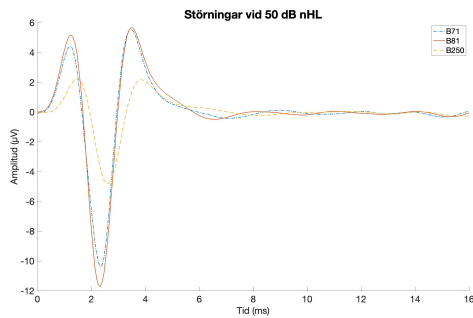
Figure 4.3 visar en jämförelse mellan störningarna som genererades av B71, B81 och B250 vid stimuleringsnivåerna 40, 45, 50 och 55 dB nHL. I denna figur går det att urskilja att B71 och B81 följer liknande form samtidigt som kurvan för B81 har en större amplitud än kurvan för B71. Kurvan för B250 är tidsförskjuten med cirka 0,27 ms. Störningen från B250 antar en lägre amplitud än de resterande två benledningarna. Observera att axlarna i de fyra delfigurerna inte har samma skala.

4. Resultat

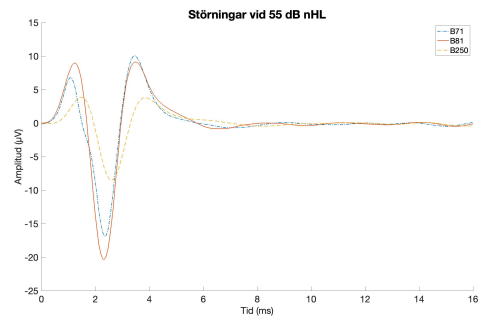


(a) Störningarna vid 40 dB nHL.

(b) Störningarna vid 45 dB nHL.



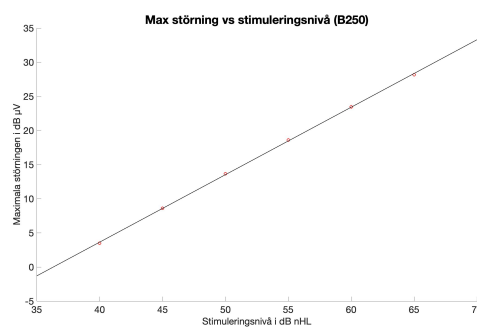
(c) Störningarna vid 50 dB nHL.



(d) Störningarna vid 55 dB nHL.

Figur 4.3: Störningarna genererad av B71, B81 och B250 vid 40, 45, 50 och 55 dB nHL.

Punkterna i figur 4.4 visar absolutbeloppen av störningens minimumvärde i $dB\mu V$ i förhållande till stimuleringsnivå för benledaren B250. En regressionsmodell togs fram till $0,9884 \times x - 35,90$ med en noggrannhet (R^2) på 0,9998, där x representerar stimuleringsnivån.



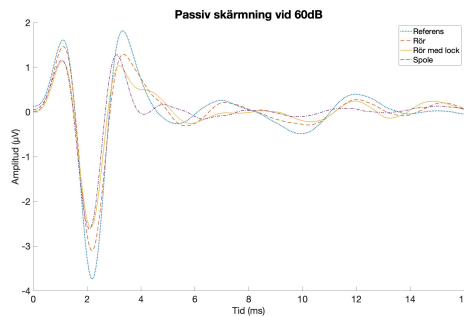
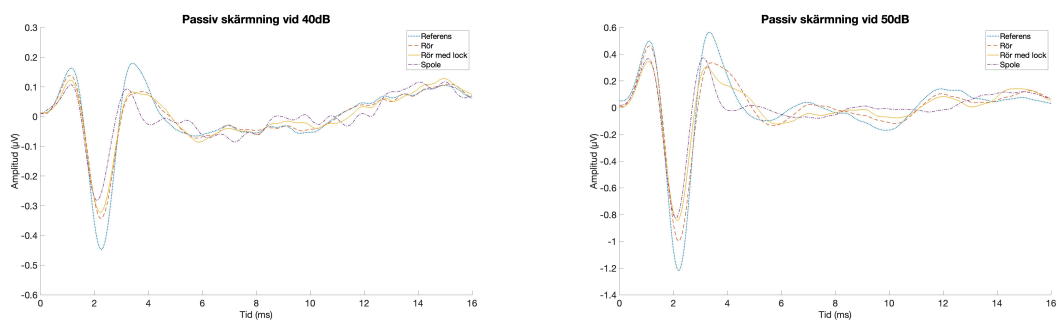
Figur 4.4: Förhållandet mellan störningen och stimuleringsnivån och dess regressionsmodell.

4.3 Passiv skärmning

Figur 4.5 visar de störningar som genererades av benledaren B250 med och utan passiv skärmning. De blå, prickade kurvorna är referenser utan skärmning. De rö-

4. Resultat

da, streckade kurvorna uppmättes då kopparröret användes som skärmningsmetod. Kopparröret med lock samt kopparspolen representeras av den gula, heldragna linjen respektive lila, prickade och streckade linjen. Dessa jämförelser gjordes vid 40, 50 och 60 dB nHL. Vid 40 dB nHL och 50 dB nHL, se figur 4.5a och 4.5b, är maxamplituden av störningen som minst då den lindade kopparspolen används som skärmningsmetod. I samma figurer går det också att urskilja att störningens maxamplitud, vid användandet av kopparröret med lock, är lägre än för kopparröret utan lock. Vid 60 dB, se figur 4.5c, är störningens maxamplitud lika stor vid användandet av den lindade kopparspolen och kopparröret med lock. Vid användandet av kopparröret utan lock är maxamplituden större. Observera att axlarna, i de tre delfiguerna, inte har samma skala.



Figur 4.5: Den genererade störningen från B250 vid stimuleringsnivåerna 40, 50 och 60 dB nHL vid användning av de tre olika passiva skärmningsmetoderna, samt deras referens.

Inträngningsdjupet i koppar vid 250 Hz beräknades med ekvation 2.2 till 4,18 mm.

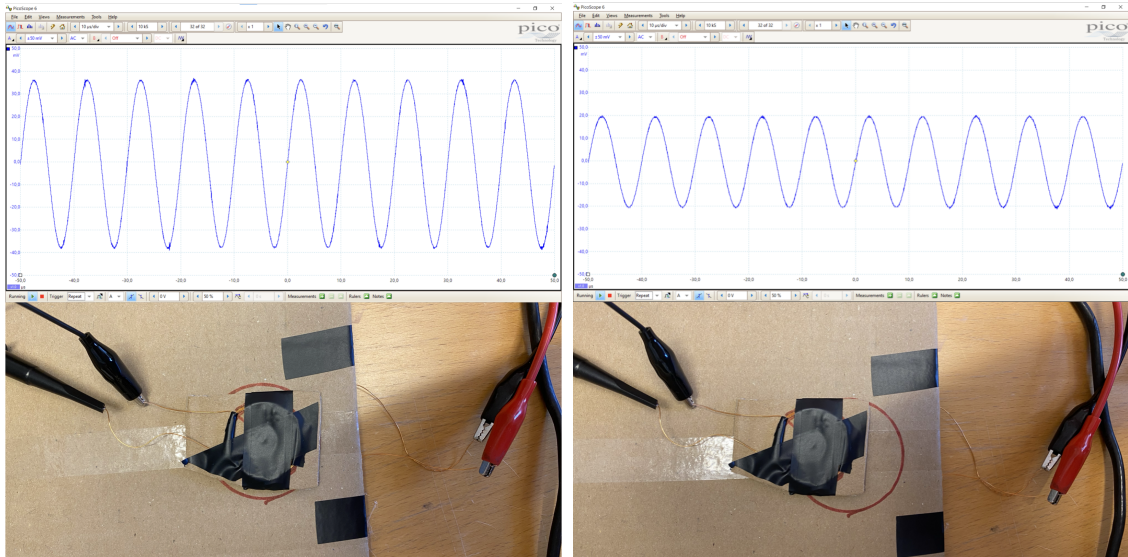
$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\sigma\mu}} = \sqrt{\frac{2}{500\pi * 5,81 * 10^7 * 1,256629 * 10^{-6}}} = 4,18mm$$

4.4 Aktiv skärmning

I detta avsnitt presenteras de resultat som erhållits från de praktiska och simulerade testerna av den aktiva skärmningsmetoden.

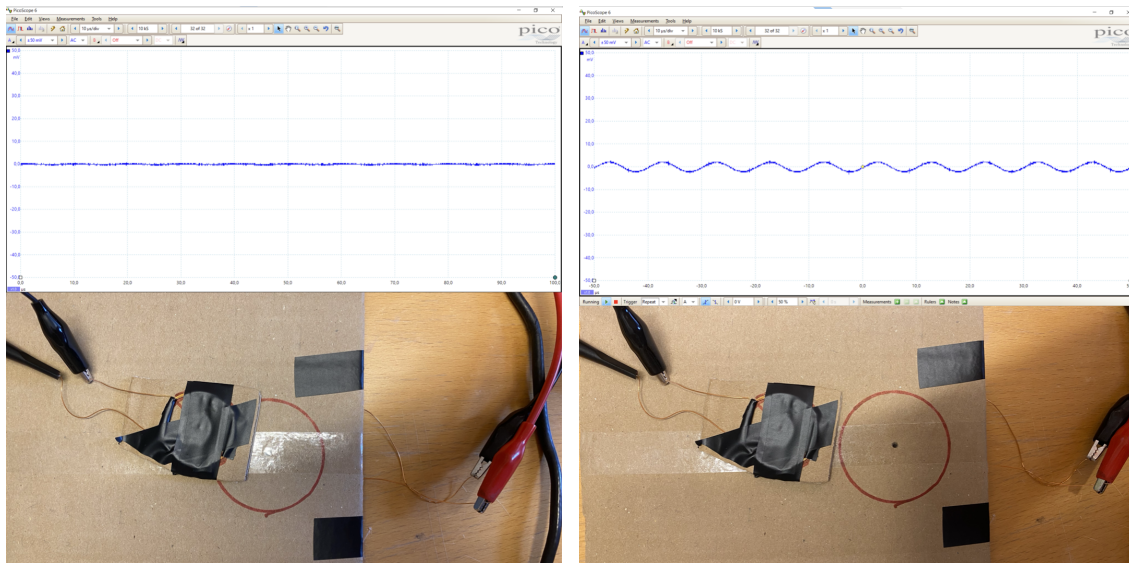
4.4.1 Praktiska tester av aktiv skärmning

I figur 4.6 presenteras de resultat som erhöles från de praktiska testerna för den aktiva skärmningsmetoden. Nederst i varje bild visas hur spolarna är förskjutna i förhållande till varandra. Överst visas den spänning som inducerades i mätspolen, till följd av tillförd ström i antistörningsspolen. Den inducerade spänningen i mätspolen minskar till en början i takt med att mätspolen förskjuts i förhållande till antistörningsspolen. Då spolarna fortfarande överlappar, se figur 4.6c, är den inducerade spänningen som lägst. När spolarna förskjuts ytterligare ökar den inducerade spänningen, för att sedan återigen minska då avståndet mellan spolarna ökar.



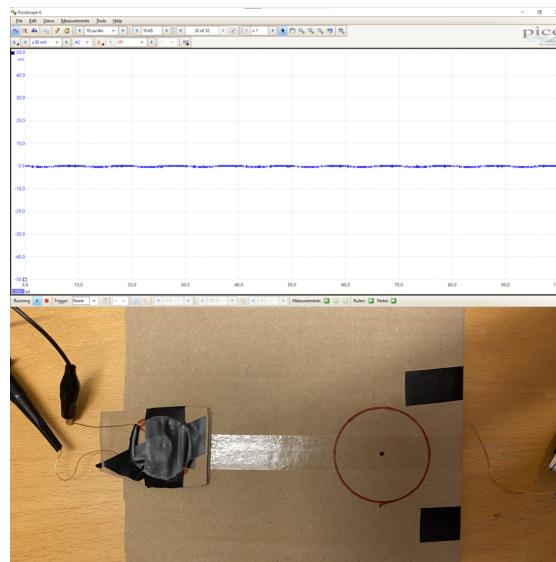
(a) Spolarna ligger ovanpå varandra (ingen förskjutning). (b) Mätspolen är förskjuten (åt vänster) i förhållande till antistörningsspolen.

4. Resultat



(c) Mätspolen är förskjuten så att den inducerade störningen är som lägst.

(d) Mätspolen är förskjuten så att spänning återigen induceras i den.



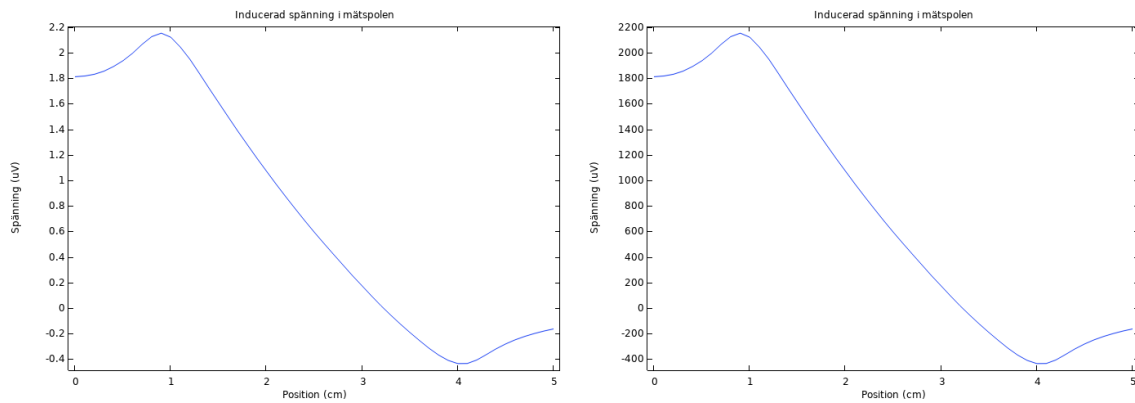
(e) Avståndet mellan mätspole och anti-störningsspole är så stort att ingen spänning induceras.

Figur 4.6: Induktansen i mätspolen beroende på dess position i förhållande till antistörningsspolen.

4.4.2 Simulerade tester av aktiv skärmning

Kurvorna i figur 4.7 visar den inducerade spänningen i mätspolen under de simulerade testerna. Under COMSOL-studien som visas i figur 4.7a var spänningen i antistörningsspolen $25,6 \mu V$ medan spänningen i 4.7b var förstärkt 1000 gånger till $25,6 mV$. Båda kurvorna i figur 4.7 passerar 0 då förskjutning är cirka 3,22 cm. Observera att axlarna i figurerna inte har samma skala.

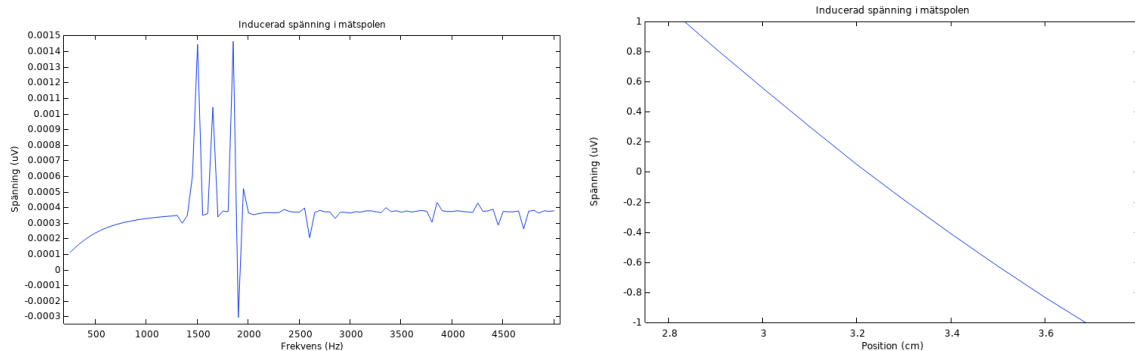
4. Resultat



(a) Genererad spänning i mätspolen då spänningen i antistörningsspolen var $25,6 \mu V$. (b) Genererad spänning i mätspolen då spänningen i antistörningsspolen var $25,6 mV$.

Figur 4.7: Den genererade spänningen i mätspolen beroende på dess position och spänning i antistörningsspolen.

Figur 4.8 visar hur den inducerade spänningen ändras beroende på frekvensen. 4.8b visar hur den inducerade spänningen i mätspolen förändrades beroende på förskjutningen mellan mätspolen och antistörningsspolen. Den inducerade spänningen i antistörningsspolen var $25,6 \mu V$ och frekvensen var 1850 Hz . Denna kurva korsar noll vid förskjutningen $3,22 \text{ cm}$. I 4.8a visualiseras den inducerade spänningen i mätspolen på y-axeln, och frekvensen på x-axeln. Frekvenserna som testades var mellan 250 Hz till 5000 Hz med steg på 50 Hz . Observera att axlarna i figur 4.8a och 4.8b inte har samma skala samt att 4.8b är inzoomad. Den högsta toppen, då $x=1850 \text{ Hz}$, har värdet $0,0015 \mu V$.



(a) Inducerad spänning i mätspolen med en förskjutning på $3,22 \text{ cm}$ vid olika frekvenser. (b) Inducerad spänning i mätspolen då spänningen i antistörningsspolen var $25,6 \mu V$ med en frekvens på 1850 Hz .

Figur 4.8: Hur den inducerade spänningen i mätspolen förändras beroende på frekvens (figur a) och position (figur b).

5

Diskussion

I detta avsnitt diskuteras de resultat som erhållits under arbetet. Den genererade störningen, de passiva och den aktiva skärmningsmetoden utvärderas och analyseras. Vidare diskuteras även hur resultaten som erhållits i detta arbete skulle kunna kompletteras med framtida studier inom området.

5.1 Utvärdering av störning

I figur 4.1 kan det noteras att ingen större variation observerades, vid varken 50 eller 60 dB, vid upprepande mätningar med B250. Detta tyder på en god repeterbarhet och baserat på detta resultat utfördes alla senare mätningar endast en gång per simuleringsnivå.

Delfigurerna i figur 4.2 visar att störningen behåller ungefär samma form då stimuleringsnivån ökar. En skillnad som observeras är att amplituden på kurvorna ökar med stimuleringsnivån. I figur 4.2a samt 4.2b är det även möjligt att se att kurvorna vid högre stimuleringsnivåer inte har exakt samma form som kurvorna för de lägre stimuleringsnivåerna. Detta skulle kunna bero på att en ökad stimuleringsnivå inte bara ändrar amplituden utan även frekvensinnehållet av den uppmätta signalen. En annan anledning till avvikelser skulle kunna vara att en extern störning uppstått i samband med genomförandet av mätningarna, vilket kan ha påverkat det resulterande magnetiska fältet kring elektroderna. Ett exempel på en sådan störning skulle kunna vara magnetfält från extern elektronik, såsom vägguttag, lampor och mobiltelefoner. Dessa generella orsaker bedöms dock som osannolika eftersom störningen endast observeras vid de starkaste stimuleringsnivåerna för B71 och B81, men inte alls för B250. Den mest troliga anledningen till störningen är således att B71 och B81 har svårigheter att generera starka, lågfrekventa signaler, såsom 250 Hz.

När störningarna som genererades av B71, B81 och B250 jämförs i figur 4.3 går det att observera att B250 är tidsförskjutet i förhållande till de andra två benledningarna. Detta beror förmodligen på skillnader i konstruktion mellan dem. Tidsförskjutningen kan förklaras av att det tar längre tid för B250 att aktiveras. Det är däremot svårt att konstatera vad det är i konstruktionen som orsakar detta eftersom vi inte har tillgång till ritningen för B250. I samma figur är det även möjligt att observera att störningen som genererades av B250 är mindre än för de två andra benledningarna.

Detta resultat styrker valet att fokusera på skärmningen av B250.

Figur 4.4 visar att den störning som genereras i elektroderna ökar linjärt med att stimuleringsnivån från B250 ökar. Detta tyder på att amplituden av störningen endast är beroende av stimuleringsnivån hos B250.

5.2 Jämförelse av passiva skärmningsmetoder

Baserat på resultaten som erhållits från testerna av de tre passiva skärmningsmetoderna, kan slutsatsen dras att samtliga skärmningsmetoder minskade amplituden av störningen. Detta kan ses i figur 4.5. Däremot minskade inte amplituden av störningen tillräckligt mycket för att en ABR-undersökning ska kunna utföras ordentligt. Ytterligare en observation är att amplituden av störningen ökade till följd av ökad stimuleringsnivå, trots användandet av passiv skärmning. Resultaten visar även att kopparspolen presterade bäst då den maximala amplituden av störningen var som lägst för denna metod. Kopparröret med lock presterade ungefär lika bra som kopparspolen vid 50 och 60 dB, men kopparspolen presterade bättre vid 40 dB. Denna skillnad tyder på att kopparspolen är bättre på att skärma systemet vid lägre decibelnivåer, men eftersom det inte utfördes några tester för stimuleringsnivåer under 40 dB är det inte möjligt att dra några slutsatser gällande detta.

5.2.1 Lockets inverkan på skärmningsförmågan

I figur 4.5 går det att urskilja att kopparröret med lock presterade bättre än kopparröret utan lock. Båda rören bidrar sannolikt till en minskad spridning av magnetfältet i luften men locket begränsar magnetfältets utbredning ytterligare, i fler riktningar. Störningen från B250 kommer alltså skämmas av locket innan den sprids genom huden till elektroderna vilket inte är fallet för kopparröret utan lock.

En framtida skärmningsmetod skulle behöva skärma den del av magnetfältet som inducerar strömmar i huden. Detta måste däremot inte nödvändigtvis göras med en fysisk barriär, liknande locket. Detta eftersom spolen, som inte fysiskt separerar benledaren från huden, presterade bäst. Att spolen presterade bäst skulle kunna bero på flera anledningar. En av dessa är att locket inte har någon funktion, en annan att spolen är bättre konstruerad för att skärma hela magnetfältet. Baserat på resultaten i figur 4.5 är den rimligaste orsaken att spolen har en bättre konstruktion eftersom kopparröret med lock presterar bättre än kopparröret utan lock. Därmed borde locket ha en funktion vad gäller skärmningen av magnetfältet.

5.2.2 Inträngningsdjup

Även inträngningsdjupet hos koppar kan vara en möjlig orsak till att kopparrören presterade sämre än spolen. Rören var konstruerade med tunna väggar, vilket påverkar deras förmåga att skärma magnetfältet. Inträngningsdjupet i koppar är 4,18 mm vid 250 Hz, enligt ekvation 2.2, vilket är större än tjockleken hos kopparrören som användes. Detta innebär att kopparrören inte blockerade lika mycket av det

elektromagnetiska fältet som är teoretiskt möjligt. Inträngningsdjupet minskar med en ökad frekvens och det är därför möjligt att kopparrören skulle presterat bättre vid högre frekvenser. Målet med denna studien var dock att undersöka skärmningsmetoder vid 250 Hz och inte vid högre frekvenser. Eftersom studien endast begränsades till tre enkelt tillgängliga passiva skärmningsmetoder, undersöktes inte effekten av att använda ett rör med tjockare väggar för att förbättra skärmningen. Ett sådant tjockare rör fanns inte tillgängligt och på grund av tidsbrist konstruerades inte en sådan struktur.

5.2.3 Övriga observationer

I figur 4.5 kan det observeras att amplituden hos den återstående störningen inte är den enda faktorn som skiljer de olika skärmningsmetoderna åt. Störningen har inte samma form efter den första dalen för de olika skärmningsmetoderna. En orsak till detta skulle kunna vara att skärmningsmetoderna skärmar vissa frekvenser bättre än andra. En annan möjlig orsak är att externa störningar, från till exempel lampor, telefoner eller annan elektronik, påverkade elektroderna. Däremot är det osannolikt att en extern störning skulle orsaka hela skillnaden i den generella formen mellan de olika skärmningsmetoderna, eftersom alla mätningar utfördes under identiska förhållanden. Detta innebär att alla kurvorna borde påverkas av den oönskade externa störningen i ungefär samma grad. Det är alltså mest troligt att skillnaderna i kurvornas form beror på en kombination av dessa två orsaker.

Ytterligare en observation är att den kvarvarande störningen efter skärmningen vid 40 dB, i figur 4.5a, är mer högfrekvent än vid de andra stimuleringsnivåerna. Även detta skulle kunna bero på oönskade externa störningar eftersom alla kurvor uppvisar en högre frekvens. Detta fenomen går dock inte att observera vid 60dB. I figur 4.5b kan man utläsa att referenskurvan vid 50 dB inte är lika jämn som referenskurvan i figur 4.5c, vilket skulle kunna tyda på att även denna signalen innehåller en mer högfrekvent komponent. Orsaken till att signalen blir mindre högfrekvent då stimuleringsnivån ökar är förmodligen för att den oönskade störningen inte blir starkare, utan är konstant över alla testerna. Störningen från B250 blir som tidigare nämnt starkare vid de högre stimuleringsnivåerna, vilket resulterar i att den oönskade störningen blir överröstad i testerna som utfördes vid 50 dB och 60dB.

5.2.4 Metodutveckling för passiv skärmning

En vidareutveckling av någon av dessa passiva skärmningsmetoder skulle främst rikta in sig på antingen kopparspolen eller kopparröret med lock. Kopparspolen visade sig ha den högsta dämpningen av störningen, men det kvarstår en viss osäkerhet om dess effektivitet motiverar dess konstruktion. Spolen är både större, tyngre och dyrare än kopparröret med lock, vilket gör den till ett mindre praktiskt och estetiskt tilltalande alternativ. Kopparröret med lock har också en enklare utvecklingspotential, då röret som användes i denna studie var tunnare än inträngningsdjupet, vilket nämndes tidigare. Baserat på detta skulle det troligtvis vara fördelaktigt att fortsätta utveckla kopparröret med lock. En framtida studie hade kunnat undersöka om ett kopparrör med lock samt med en tjocklek på minst 4,18 mm, skulle kunna ge

bättre resultat. Ett annat alternativ skulle kunna vara att testa ett annat material med mindre inträngningsdjup.

I en framtida studie skulle även en kopparkapsel som innesluter hela B250 kunna undersökas. Det är fördelaktigt för en skärningsmetod att kunna skärma störningens utbredning i flera riktningar. Detta diskuterades tidigare när kopparröret med lock presterade bättre än kopparöret utan lock. En kopparkapsel skulle därför kunna utvärderas i en framtida studie för att avgöra om det är gynnsamt att begränsa magnetfältets utbredning i alla riktningar.

Om en tillräckligt effektiv passiv skärningsmetod skulle konstrueras i framtiden är det också viktigt att beakta hur skärningsanordningen påverkar den decibelnivå som genereras av benledaren. En del av metoderna skulle teoretiskt sett kunna dämpa vibrationerna hos benledaren och därmed kräva kalibrering när de används i kombination med skärmningen. En potentiell utmaning med detta är att om skärmningen dämpar vibrationerna kraftigt, skulle inga mätningar kunna utföras vid de högre decibelnivåerna. Därför är det av vikt att ta hänsyn till hur mycket skärmningen dämpar vibrationerna vid utvecklingen av framtida skärningsmetoder, både passiva och aktiva. I detta arbete beslutades det emellertid att inte kalibrera om benledaren för att avgöra hur mycket skärningsmetoden påverkade stimuleringsnivån, eftersom ingen av skärningsmetoderna dämpade störningen tillräckligt mycket.

5.3 Utvärdering av aktiv skärmning

De praktiska tester som genomfördes för den föreslagna aktiva skärningsmetoden inkluderade att undersöka den optimala positioneringen av mätspolen och antistörningsspolen i förhållande till varandra för att minimera den ömsesidiga induktansen. Resultaten för detta kan observeras i figur 4.6 som tyder på att en sådan position existerar. Detta utforskades vidare i COMSOL vilket kommer diskuteras närmare senare.

5.3.1 Förskjutningen av spolarna i COMSOL

Resultaten från COMSOL-studien visade också på att det finns en position där den ömsesidiga induktansen är noll mellan mätspolen och antistörningsspolen. I figur 4.7 visas denna förskjutning vara ungefär 3,22 cm. Förskjutningen definieras som en positionsändring från origo i ett led. Båda spolar har ursprungligen samma origo, antistörningsspolen flyttas sedan åt ett håll likt som visas i figur 4.6. Denna position är approximativ eftersom den endast har simulerats, men det visar på att den existerar. I samma figur går det även att observera att förstärkningen av signalen inte påverkar positionen. Förstärkningen påverkar dock den inducerade spänningen och som följd den godtagbara marginalen för förskjutningen. Frågan som uppstår är då hur exakt positioneringen måste vara. I praktiken är det inte möjligt att placera något helt exakt, men det måste befinna sig inom en godtycklig marginal. Om marginalen i vårt fall blir för bred så finns risken att antistörningsspolen inte kommer kunna motverka störningen i tillräckligt hög grad för att en fullständig ABR-undersökning

ska kunna utföras. Gränserna för det acceptabla intervallet kommer därmed bero på den ömsesidiga induktansens storlek och riktning.

5.3.2 Eventuella effekter av ömsesidig induktans

Den aktiva skärmningsmetoden som undersökts i detta projekt är inte idealisk, vilket innebär att det inte är möjligt att skapa ett system där den ömsesidiga induktansen är noll. Detta kan potentiellt leda till kaskadeffekter. Beroende på förskjutningen av spolarna kommer den ömsesidiga induktansen att generera antingen en positivt eller negativt inducerad spänning i mätspolen. Detta fenomen illustreras i figur 4.7, där spänningen växlar tecken. Mätspolen kommer då att registrera magnetfälten från både B250 och antistörningsspolen och därmed kommer den inducerade spänningen i mätspolen vara för hög eller för låg, beroende på förskjutningen kring den position där den ömsesidiga induktansen är noll.

5.3.2.1 För hög inducerad spänning i mätspolen

Om en större spänning induceras i mätspolen på grund av antistörningsspolen, kan skärmningsmetoden jämföras med ett positivt återkopplat system. Den större spänningen kommer resultera i att en för stark signal skickas vidare till antistörningsspolen. Detta kommer i sin tur att resultera i ett starkare magnetfält från antistörningsspolen, vilket orsakar att mätspolen registrerar ett ännu starkare resulterande magnetfält. Detta kommer att försätta tills att systemet blir överbelastat och/eller kretsen saturerats.

5.3.2.2 För låg inducerad spänning i mätspolen

Om mätspolen istället registrerar ett för svagt magnetfält kan detta liknas med ett negativt återkopplat system. Den lägre inducerade spänningen i mätspolen kommer resultera i att antistörningsspolen genererar ett svagare magnetfält, vilket i sin tur minskar dess bidrag till den inducerade spänningen i mätspolen. Således kommer mätspolen att registrera ett starkare magnetfält som är mer likt den störning som B250 producerar. En starkare signal kommer därmed skickas till antistörningsspolen vilket återigen leder till ett för lågt registrerat magnetfält av mätspolen. Denna cykel kommer sedan att upprepas. Styrkan hos magnetfältet som skapas av antistörningsspolen kommer därmed inte vara konstant. Denna variation får inte vara för stor eftersom detta kan leda till att systemet inte skärmar störningen tillräckligt bra.

5.3.2.3 Möjliga lösningar till kaskadeffekten

Baserat på det som diskuterats i ovanstående stycken kan det konstateras att spolarna bör placeras i förhållande till varandra på ett sådant sätt att negativ återkoppling uppstår. Detta för att undvika kaskadeffekterna som tillkommer vid positiv återkoppling. Negativ återkoppling kan däremot medföra ett problem med en för stor variation av det skärmande magnetfältet till följd av den ömsesidiga induktansen. Ju mindre den ömsesidiga induktansen är, desto mindre variation tillkommer till

detta magnetfält. Om variationen är så stor att det kvarvarande magnetfältet kan inducera en spänning i elektroderna som är större än ABR-svaret, kommer ABR-svaret bli överröstat av denna störning. Däremot kan inga slutsatser dras om hur stor variationen får vara från resultaten i detta arbete, eftersom ingen prototyp har tillverkats. Detta skulle kunna undersökas vidare i en framtida studie då en färdig prototyp, med tillhörande spolar och elektrisk krets, sammanställts.

5.3.3 Frekvensens inverkan på spolarnas förskjutning

Ett problem som uppstod under de praktiska mätningarna var att strömmen som genererades i antistörningsspolen hade en frekvens på 100 kHz, vilket är avsevärt högre än de 250 Hz som används i benledaren. Detta test var endast menat som ett proof of concept och inte för att hitta den specifika position där den ömsesidiga induktansen var noll. Målet med detta test var alltså att endast bevisa att denna position existerar, och därför var det inte avgörande om positionen var förskjuten i förhållandet till den sanna positionen vid 250 Hz. Det är däremot viktigt att ta hänsyn till om frekvensen skulle kunna påverka positionen eftersom denna skärningsmetod teoretiskt sett skulle kunna användas för att skärma B250 under en ABR-undersökning där flera olika frekvenser används.

För att undersöka om frekvensen påverkar positioneringen genomfördes en COMSOL-studie för att beräkna den inducerade spänningen i mätspolen beroende på frekvensen. I figur 4.8a kan det utläsas hur den inducerade spänningen i mätspolen förändras när den är förskjuten med 3,22 cm i förhållande till antistörningsspolen. Denna spänning verkar variera beroende på frekvens, men variationen är mycket liten. Den största inducerade spänningen uppmättes till endast på 1,5 nV , vid frekvensen 1850 Hz. I figur 4.8b går det att observera hur den inducerade spänningen blir noll för frekvensen 1850 Hz vid förskjutningen 3,22 cm. Baserat på detta så påverkar förmodligen frekvensen främst storleken på den inducerade spänningen och inte den position där den inducerade spänningen är noll. Det går dock även att observera att en av dalarna i figur 4.8a är lägre än noll vilket skulle tyda på att positionen är beroende av frekvensen, eftersom en negativ inducerad spänning observerades i figur 4.7 när spolarna var separerade för mycket. Däremot är den inducerade spänningen av storleksordning nV . Baserat på 4.7 och 4.8b går det att konstatera att den inducerade spänningen befinner sig inom denna storleksordning under ett mycket kort intervall. Således skulle det eventuellt vara möjligt att använda en konstant position för alla frekvenser, även om den ömsesidiga induktansen förändras. Om detta är möjligt beror på hur stor den ömsesidiga induktansen får vara innan skärningsmetoden blir ineffektiv, vilket diskuterades tidigare.

5.3.4 Inverkan från B250 på spolarnas positionering

Inga resultat erhöles för hur B250 påverkar positioneringen eftersom den inducerade spänningen i mätspolen inte var tillräckligt stark för att kunna visualiseras. Den uppmätta signalen skulle behöva amplifieras innan en studie som denna skulle kunna genomföras. Alternativt skulle spolarna behöva designas för att bli känsligare för störningen. Troligast är att båda dessa ändringar skulle behöva implementeras.

Däremot togs ett beslut att detta inte skulle utföras under detta arbete, utan lämnas till senare studier där positioneringen kan utvärderas mer noggrant tillsammans med en tillhörande krets.

Teoretiskt sett borde B250 inte påverka positioneringen. Även om B250 ändrar det magnetiska flödet genom mätspolen, kommer inte antistörningsspols totala bidrag att ändras. Detta bidrag kommer fortsatt att vara noll, eftersom positioneringen är den samma. B250 kommer dock generera en spänning även i antistörningsspolen vilket kommer påverka styrkan hos det magnetfält som denna spole genererar. Signalstyrkan påverkar däremot inte positioneringen vilket observerades i simuleringarna som gjordes i COMSOL vilket visas i figur 4.7.

En förändring i amplituden hos antistörningsspols magnetfält kommer däremot att påverka hur väl systemet skärmar magnetfältet från B250. Signalen som går in i antistörningsspolen kommer att vara förstärkt, vilket skulle kunna resultera i att den externt genererade spänningen inte orsakar någon signifikant förändring i magnetfältsstyrkan då den är mycket svagare. Detta är däremot inte säkert, eftersom det beror på hur stor förstärkningen är. I en framtida studie skulle detta behövas testas i verkligheten. För att motverka den externt genererade spänningen så skulle detta behöva tas hänsyn till i förstärkningen, alltså att signalen förstärks mer än nödvändigt. Hur mycket förstärkningen måste ändras beror däremot på flera saker, allt från stimuleringsnivå till positioneringen av spolarna i förhållande till B250.

Ett annat problem är om denna extra genererade spänningen, från B250, påverkar formen på signalen i antistörningsspolen. Detta skulle resultera i att inte hela magnetfältet kommer filtreras bort. Detta borde däremot inte vara ett problem eftersom det är samma magnetfält som genererar en spänning i mätspolen och antistörningsspolen, vilket borde generera samma signalform, men med olika amplitud.

Även om B250 inte kommer påverka vid vilken position som den ömsesidiga induktansen mellan spolarna är noll, så kan vibrationerna från benledaren skifta spolarnas position. Detta kan undvikas genom att ha ett bra system som fäster spolarna så att dessa inte ändrar sin position.

5.4 Skärmning vid VEMP-undersökningar

Som tidigare nämnts, i avsnitt 2.4, är VEMP en undersökningsmetod som används att bedöma det vestibulära systemets funktion. Liksom vid ABR-undersökningar kan stimuleringen ske antingen genom luftledning eller benledning. Vid benledningsstimulering används ofta samma typ av elektroder och benledare som vid ABR-undersökningar, vilket resulterar i liknande störningar vid låga frekvenser.

Studien som genomförts i detta arbete skulle därmed möjligtvis kunna ligga till grund för framtida studier med VEMP. Eftersom den genererade störningen är densamma för ABR som för VEMP, skulle de erhållna resultaten kunna tillämpas även på denna undersökningsmetod. Det är därför av intresse att skärma denna störning för att förbättra VEMP-undersökningars tillförlitlighet och resultat.

5.5 Metodval

Under arbetets gång har flera val gjorts för att möjliggöra de studier och undersökningar som genomförts. Dessa beslut utgjorde sedan grunden för den genomförda metoden.

5.5.1 Val av fantom

Anledningen till varför en vattenmelon valdes som fantom i experimenten har sin grund i flera orsaker. En av dessa är likheten mellan storleken av en vattenmelon och ett mänskligt huvud. Dessutom är impedansnivåerna av en vattenmelon och ett mänskligt huvud relativt lika, eftersom båda innehåller mycket vatten. Ytterligare en anledning är att en vattenmelon inte ger upphov till egna signaler, vilket gör det möjligt att endast registrera det brus som benledaren genererar. Det hade varit möjligt att använda ett annat objekt som fantom, till exempel en modell av ett mänskligt huvud tillverkat av agar. Detta alternativ valdes däremot bort eftersom en vattenmelon var ett mer lättillgängligt alternativ som uppfyllde arbetets behov. Dessutom är tanken att en framtida prototyp av skärmning skall kunna användas på flera olika patientgrupper och därmed olika huvudformer.

5.5.2 Val av frekvens

Under arbetets gång togs beslutet att endast göra mätningar vid 250 Hz. Detta beror på att det är vid denna frekvensnivå det förekommer störst störning. Om skärmningen är effektiv vid 250 Hz borde den alltså vara det även vid de högre frekvenserna. Ytterligare två orsaker till att 250 Hz valdes är att denna frekvensnivå är en av de lägsta frekvenserna som mäts vid hörselundersökningar.

5.5.3 Aktiv skärmning

Den aktiva skärmningen som utvärderades bestod av två spolar som överlappade varandra för att minimera den ömsesidiga induktansen. Denna konstruktion valdes bland annat för att minimera storleken av skärmningssystemet. Ett problem med denna typ av positionering är att en ömsesidig induktans kommer uppstå om spolarna inte är positionerade på exakt rätt sätt om spolarna inte ligger exakt rätt.

Ytterligare ett alternativ är att flytta spolarna långt ifrån varandra då magnetfältet tappar styrka med avstånd. Denna metod hade däremot varit svår att implementera inom medicinskt bruk. Detta eftersom det är viktigt att kunna avgöra hur det magnetiska fältet ser ut vid en persons huvud för att skärma störningen som induceras i elektroderna. En mätspole som befinner sig i en annan del av rummet kommer registrera andra magnetfält än just de som elektroderna registrerar, då det oftast finns mer än en källa till magnetiska fält i ett rum.

En annan metod skulle kunna vara att placera spolarna vinkelrätt i förhållande till varandra. Således kommer det magnetiska nettoflödet genom mätspolen, från antistörningsspolen, bli noll. Problemet med denna metod är just att spolarna är

vinkelräta, vilket innebär att mätspolen inte kommer mäta samma förändringar i magnetfältet som sedan skall störas ut.

Baserat på detta valdes den första metoden för att utvärderas. Det som skulle undersökas var om det fanns en punkt där den ömsesidiga induktansen var noll medan spolarna överlappade. Samt om denna positionering skulle kunna implementeras i verkligheten.

6

Slutsats

Detta arbete har undersökt möjligheten att skärma magnetfälten som genereras av benledaren B250 vid en ABR undersökning. Vad gäller karakteriseringen av störningen tyder resultaten från testerna på att mätningarna är repeterbara och att störningens amplitud, i dB, ökar linjärt med en ökad stimuleringsnivå.

De passiva skärningsmetoderna som undersökts, det vill säga en lindad kopparspole, ett kopparrör utan lock och ett kopparrör med lock (se figur 3.2), visade begränsad effektivitet i att skärma störningen. Detta skulle eventuellt kunna åtgärdas genom att designa ett nytt kopparrör med tillhörande lock som har tjockare väggar, för att kompensera för inträngningsdjupet av det magnetiska fältet. Slutligen visade undersökningen av den aktiva skärningsmetoden, med en mätspole och en antistörningsspole, att konceptet kan vara ett alternativ för att skärma störningen. Genom att placera de två spolarna om lott, med rätt överlapp, kan ett läge där den ömsesidiga induktansen är noll åstadkommas. Denna placering påvisades både i praktiken och med hjälp av en simulering i COMSOL. Eftersom den ömsesidiga induktansen är noll kan mätspolen i detta läge mäta störningen från B250 medan antistörningsspolen minimerar störningens inverkan på elektrodena, utan att antistörningsspolen påverkar mätspolen. För att den aktiva skärningsmetoden ska fungera i praktiken, och vara kliniskt applicerbar, behöver vidare studier genomföras med målet att minimera den inverkan som störningen från B250 har på elektrodena. Dessutom behöver en prototyp av en förstärkarkrets designas för att möjliggöra korrekt förstärkning av den störning som mätspolen registrerar.

Litteraturförteckning

- [1] N. machine-readable author provided S. assumed, Typical ABR (Auditory Brainstem Response). 2006. Åtkomstdatum: 2 maj 2024. [Online]. Available: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ABR.png>
- [2] "Hörselundersökning på nyfödda", 1177. Åtkomstdatum: 06 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.1177.se/Gavleborg/undersokning-behandling/undersokningar-och-provtagning/kroppundersokningar/horselundersokningar-barn-gavleborg/horselundersokning-pa-nyfodda/>
- [3] C. Dorbeau, K. Bourget, L. Renard, C. Calais, och D. Bakhos, "Vestibular evoked myogenic potentials", Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis, vol. 138, nr 6, s. 483–488, dec. 2021, doi: 10.1016/j.anorl.2021.01.001.
- [4] "Hörselundersökningar - Hörsel och hörselskador - Allt om hörsel", Hörsel-skadades Riksförbund. Åtkomstdatum: 06 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://hrf.se/alltomhorsel/horsel-och-horselskador/horselundersokningar/>
- [5] E. B. Richard, "Sound | Properties, Types, & Facts | Britannica". Åtkomstdatum: 5 januari 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.britannica.com/science/sound-physics>
- [6] "Sensorineural". Åtkomstdatum: 23 april 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.audika.se/horselnedattsattning/olika-typer/sensorineural>
- [7] "Decibels", Biamp Cornerstone. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://support.biamp.com/General/Audio/Decibels>
- [8] "Sound Pressure Level SPL", SVANTEK - Sound and Vibration. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://svantek.com/academy/sound-pressure-level-spl/>
- [9] "What is nHL-to-eHL Correction?", Interacoustics. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.interacoustics.com/academy/evoked-potentials/abr-training/nhl-to-ehl-correction>

- [10] "How balance and hearing are connected—and why this matters", Healthy Hearing. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.healthyhearing.com/report/53282-Explainer-how-hearing-balance-are-connected-auditory-vestibular>
- [11] "How Do We Hear? | NIDCD". Åtkomstdatum: 15 mars 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.nidcd.nih.gov/health/how-do-we-hear>
- [12] OpenStax, Version 8.25 from the Textbook. 2016. Åtkomstdatum: 08 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1404_The_Structures_of_the_Ear.jpg
- [13] A. OERI, Figure 13.3.1: Structures of the Ear. 2021. Åtkomstdatum: 08 maj 2024. [Photo]. Tillgänglig vid: <https://www.flickr.com/photos/187096960@N06/51174234895/>
- [14] "Response of Human Skull to Bone-Conducted Sound in the Audiometric-Ultrasonic Range - PDF Free Download". Åtkomstdatum: 07 april 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <http://docplayer.net/38615249-Response-of-human-skull-to-bone-conducted-sound-in-the-audiometric-ultrasonic-range.html>
- [15] A. Young, J. Cornejo, och A. Spinner, "Auditory Brainstem Response", i StatPearls, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024. Åtkomstdatum: 15 mars 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564321/>
- [16] "Hörseltröskel | Svensk MeSH". Åtkomstdatum: 26 februari 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://mesh.kib.ki.se/term/D001309/auditory-threshold>
- [17] "Hörsel- och balansnerv | Svensk MeSH". Åtkomstdatum 09 april 2024. Tillgänglig vid: <https://mesh.kib.ki.se/term/D000159/vestibulocochlear-nerve>.
- [18] "What is Auditory Brainstem Response (ABR) Testing?" Åtkomstdatum: 26 februari 2024. [Online Video]. Tillgänglig vid: <https://www.interacoustics.com/academy/evoked-potentials/abr-training/auditory-brainstem-response-testing>
- [19] K. Burke, M. Burke, och A. M. Lauer, "Auditory brainstem response (ABR) waveform analysis program," *MethodsX*, vol. 11, p. 102414, Dec. 2023, doi: 10.1016/j.mex.2023.102414.
- [20] "Why Perform Bone Conduction ABR? | Interacoustics," Interacoustics.com, 2019. [Online]. Åtkomstdatum: 23 april 2024. Tillgänglig vid: <https://www.interacoustics.com/academy/evoked-potentials/abr-training/why-perform-bone-conduction-abr>

- [21] "Hörselundersökning", 1177. Åtkomstdatum: 15 mars 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.1177.se/undersokning-behandling/undersokningar-och-provtagning/kroppundersokningar/horselundersokning/>
- [22] R. Cal och F. Bahmad, "Vestibular evoked myogenic potentials: an overview", *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, vol. 75, nr 3, s. 456–462, maj 2009, doi: 10.1016/S1808-8694(15)30666-2.
- [23] P. Mahdi, A. Amali, A. Pourbakht, A. Karimi Yazdi, och A. Basam, "Vestibular Evoked Myogenic Potential Produced by Bone-Conducted Stimuli: A Study on its Basics and Clinical Applications in Patients with Conductive and Sensorineural Hearing Loss and a Group with Vestibular Schwannoma", *Iran J Otorhinolaryngol*, vol. 25, nr 72, s. 141–146, juni 2013, Åtkomstdatum: 15 mars 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3846226/>
- [24] S. Reinfeldt, "Bone Conduction Hearing in Human Communication - Sensitivity, Transmission, and Applications", Chalmers University of Technology, 2009.
- [25] B. E. V. Håkansson, "The balanced electromagnetic separation transducer a new bone conduction transducer", *J Acoust Soc Am*, vol. 113, nr 2, s. 818–825, feb. 2003, doi: 10.1121/1.1536633.
- [26] K.-J. F. Jansson, B. Håkansson, L. Johannsen, och T. Tengstrand, "Electroacoustic performance of the new bone vibrator Radioear B81: a comparison with the conventional Radioear B71", *Int J Audiol*, vol. 54, nr 5, s. 334–340, maj 2015, doi: 10.3109/14992027.2014.980521.
- [27] K.-J. Fredén Jansson, B. Håkansson, S. Reinfeldt, A.-C. Persson, och M. Eeg-Olofsson, "Bone Conduction Stimulated VEMP Using the B250 Transducer," *Med Devices (Auckl)*, vol. 14, pp. 225–237, 2021, doi: 10.2147/MDER.S317072.
- [28] Håkansson B, Jansson KF, Tengstrand T, Johannsen L, Eeg-Olofsson M, Rigato C, Dahlström E, Reinfeldt S. VEMP using a new low-frequency bone conduction transducer. *Med Devices (Auckl)*. 2018 Sep 6;11:301-312. doi: 10.2147/MDER.S171369. Erratum in: *Med Devices (Auckl)*. 2018 Nov 21;11:403. PMID: 30233258; PMCID: PMC6134943.
- [29] Arun, P. Electronics. Alpha Science Internat, 2006. Sida 73–77.
- [30] "What is electromagnetic interference (EMI)?", *Mobile Computing*. Åtkomstdatum: 07 april 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.techtarget.com/searchmobilecomputing/definition/electromagnetic-interference>
- [31] "What is electromagnetic interference (What is Electromagnetic Interference and What Does it Affect?)", *Nano Tech*. Åtkomstdatum: 07 april 2024. [Onli-

- ne]. Tillgänglig vid: <https://www.coolblue-mhw.com/what-is-electromagnetic-interference-and-what-does-it-affect/>
- [32] C. P. Bidinosti och J. W. Martin, "Passive magnetic shielding in static gradient fields", *AIP Advances*, vol. 4, nr 4, s. 047135, apr. 2014, doi: 10.1063/1.4873714.
- [33] "Permeability (electromagnetism)", Wikipedia. 29 april 2024. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Permeability_\(electromagnetism\)&oldid=1221326265](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Permeability_(electromagnetism)&oldid=1221326265)
- [34] "Attenuation and Skin Depth — Electromagnetic Geophysics." Åtkomstdatum: May 07, 2024. [Online]. Tillgängligt vid: https://em.geosci.xyz/content/maxwell1_fundamentals/harmonic_plane_waves_homogeneous/skindepth.html
- [35] "SURAGUS Penetration Depth Calculator". Åtkomstdatum: 06 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.suragus.com/en/technology/calculator-depth-penetration>
- [36] "Grundämnenas elektriska egenskaper", Wikipedia. 18 januari 2023. Åtkomstdatum: 06 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: https://sv.wikipedia.org/w/index.php?title=Grund%C3%A4mnenas_elektriska_egenskaper&oldid=51772697
- [37] "Permeabilitet", Wikipedia. 01 december 2023. Åtkomstdatum: 06 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://sv.wikipedia.org/w/index.php?title=Permeabilitet&oldid=54180875>
- [38] "All about magnetic shielding", Meca magnetic. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.mecamagnetic.com/magnetic-shielding/>
- [39] N. Holmes m.fl., "Enabling ambulatory movement in wearable magnetoencephalography with matrix coil active magnetic shielding", *NeuroImage*, vol. 274, s. 120157, juli 2023, doi: 10.1016/j.neuroimage.2023.120157.
- [40] "Actively shielded gradients", Questions and Answers in MRI. Åtkomstdatum: 07 maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <http://mriquestions.com/actively-shielded-gradients.html>
- [41] "TYPE 4930 ARTIFICIAL MASTOID". Åtkomstdatum: 6 Maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: https://www.bksv.com/en/transducers/simulators/ear-mouth-simulators/artificial-mastoid-4930?utm_term=&utm_campaign=Leads-Performance+Max-1-+BKSV+Nordics+EN&utm_source=adwords&utm_medium=ppc&hsa_acc=4127275868&hsa_cam=17718543730&hsa_grp=&hsa_ad=&hsa_src=x&hsa_tgt=&hsa_kw=&hsa_mt=&hsa_net=adwords&hsa_ver=3&gad_source=1&gclid=Cj0KCQjw_-GxBhC1ARIsADGgDjvHZGzuCl6O26rrcy0wYhP97XNzEgo0h9s__1_ZP-vCkbs8N3gQq0aAi3eEALw_wcB

- [42] "How to Improve Evoked Potential Recordings". Åtkomstdatum: 2 Maj 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.interacoustics.com/abr-equipment/eclipse/support/how-to-improve-evoked-potential-recordings>
- [43] "What is electromagnetic interference (EMI)?", Mobile Computing. Åtkomstdatum: 07 april 2024. [Online]. Tillgänglig vid: <https://www.techtarget.com/searchmobilecomputing/definition/electromagnetic-interference>

INSTITUTIONEN FÖR ELEKTROTEKNIK
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige
www.chalmers.se



CHALMERS