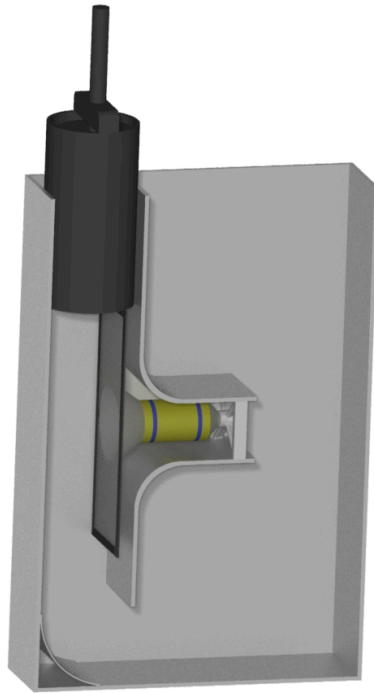




Fysisk modell av människans spinalkanal för demonstration av skademekaniken vid whiplash-skada, del 2

Mikael Palmgren
Joel Andersson
Niclas Nilsson Gustafsson
Charlie Sjödin

Institutionen för Tillämpad mekanik
Avdelningen för fordonssäkerhet
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2012
Kandidatarbete 2012:14

Fysisk modell av människans spinalkanal för demonstration
av skademekaniken vid whiplash-skada, del 2

Kandidatarbete i Tillämpad mekanik

MIKAEL PALMGREN
JOEL ANDERSSON
NICLAS NILSSON GUSTAFSSON
CHARLIE SJÖDIN

Institutionen för Tillämpad Mekanik
Avdelningen för fordonssäkerhet
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2012

Fysisk modell av människans spinalkanal för
demonstration av skademekaniken vid whiplash-skador, del 2

Kandidatarbete i Tillämpad mekanik

MIKAEL PALMGREN
JOEL ANDERSSON
NICLAS NILSSON GUSTAFSSON
CHARLIE SJÖDIN

© MIKAEL PALMGREN, JOEL ANDERSSON, NICLAS NILSSON GUSTAFSSON,
CHARLIE SJÖDIN, 2012

Kandidatarbete 2012:14
ISSN 1654-4676
Institutionen för Tillämpad mekanik
Avdelningen för fordonssäkerhet
Chalmers tekniska högskola
SE-412 96 Göteborg
Sverige
Telefon: +46 (0)31-772 1000

Omslag:
Illustration av modellen.

Chalmers Reproservice
Göteborg, Sverige 2012

Abstract

The aim of this study is to develop a previously constructed model of the human spinal canal that demonstrates the damage mechanics at a whiplash trauma. The purpose is to give the model greater anatomical resemblance to humans in order to strengthen the hypothesis that scientists at Chalmers University of Technology in collaboration with scientists at the Karolinska Institute have developed. The implication of the hypothesis is that the spinal ganglion is deformed due to the pressure wave, which arises in the spinal canal during a whiplash trauma. The pressure wave has been verified in previous research by testing on pigs. A deformed ganglion may explain the characteristic symptoms connected to whiplash injuries.

The previously constructed models ability to reproduce the pressure wave was considered satisfactory. The spinal ganglion in the model was redesigned with new shape and material. The redesign was based on a thorough research. It included a dissection of a human neck, which was performed by a specialist in neurology. At the simulation of the pressure wave a high-speed camera and an accelerometer recorded the motion and deformation of the spinal ganglion. The simulation indicated that the model of the spinal ganglion was deformed as a result of the pressure stroke. This strengthens the hypothesis that the scientists at Chalmers University and the Karolinska Institute have developed.

Sammanfattning

Målet med studien är att utveckla en tidigare konstruerad modell av människans spinalkanal som demonstrerar skademekaniken vid ett whiplashtrauma. Syftet är att ge modellen större anatomisk likhet med människan för att på så vis stärka den hypotes som forskare vid Chalmers tekniska högskola tillsammans med forskare vid Karolinska institutet utarbetat. Hypotesen bygger på att nervknutar i nacken deformeras av det tryckslag som uppkommer i spinalkanalen under ett whiplashtrauma. Tryckslaget har verifierats vid tidigare forskning och en trycktransient har då uppmätts genom försök på grisar. En deformationerad nervknut kan förklara de karakteristiska symptomen som kopplas till whiplashskador.

Den tidigare konstruerade modellens förmåga att efterlikna den tidigare uppmätta trycktransienten ansågs tillräcklig. Nervknuten i modellen utvecklades med nya material och en ny utformning. Till grund för omkonstruktionen låg en noggrann efterforskning. Den innehöll bland annat en dissektion av en mänsklig nacke som utfördes med hjälp av en specialistläkare inom neurologi. Vid simulering av trycktransienten registrerades nervknutens rörelse och deformation med en höghastighetskamera samt en accelerometer. Simuleringen visade att nervknuten i modellen deformationerades till följd av tryckslaget. Det styrker hypotesen som forskarna vid Chalmers tekniska högskola och Karolinska institutet har utarbetat.

Förord

Detta kandidatarbete i personskadeprevention har utförts vid institutionen för Tillämpad mekanik på Chalmers tekniska högskola under våren 2012. Vi vill tacka vår examinator Mats Svensson och handledare Stina Carlsson för vägledning och hjälp under arbetet. Vi tackar även forskningsingenjör Jan Bragée och tekniker Nils Nilsson vid prototypplabbet på Chalmers tekniska högskola för rådfrågning och stöd vid konstruktion av vår modell. Ett stort och särskilt tack riktas till Kjell Olmarker, nervspecialist vid Sahlgrenska universitetssjukhuset. Genom samarbetet med Kjell möjliggjordes stora framsteg då vi fick en god insikt och en djupare förståelse för människans anatomi.

Innehållsförteckning

ABSTRACT

SAMMANFATTNING

1 INLEDNING	10
1.1 BAKGRUND	10
1.2 MÅL OCH SYFTE	10
1.3 AVGRÄNSNINGAR	11
1.4 METOD	11
2 TEORI	12
2.1 RÖRELSEMÖNSTER VID WHIPLASHTRAUMA	12
2.2 ANATOMI	13
2.3 TIDIGARE FORSKNING PÅ GRIS	16
2.4 HYPOTES	18
2.5 TIDIGARE UTFÖRT ARBETE	18
2.6 POTENTIELLA MÄTMETODER	21
3 MATERIAL OCH METOD	22
3.1 EFTERFORSKNING	22
3.2 UTVÄRDERING AV TIDIGARE ARBETE	23
3.3 KONSTRUKTION AV MODELLEN	23
3.3.1 <i>Dura mater och dorsalrotskapsel</i>	23
3.3.2 <i>Ganglion</i>	24
3.3.3 <i>Infästning</i>	25
3.3.4 <i>Mätsystem</i>	26
3.4 SIMULERING	27
3.5 ANALYS AV UPPMÄTT DATA	28
4 RESULTAT	29
4.1 EFTERFORSKNING	29
4.2 UTVÄRDERING AV TIDIGARE ARBETE	31
4.3 KONSTRUKTION AV MODELLEN	32
4.3.1 <i>Dura mater och dorsalrotskapsel</i>	32
4.3.2 <i>Ganglion</i>	32
4.3.3 <i>Infästning</i>	33
4.3.4 <i>Mätsystem</i>	33
4.4 SIMULERING OCH ANALYS AV UPPMÄTT DATA	34
5 DISKUSSION	37
5.1 EFTERFORSKNING	37
5.2 UTVÄRDERING AV TIDIGARE ARBETE	38
5.3 KONSTRUKTION AV OCH SIMULERING MED MODELLEN	38
5.3.1 <i>Dura mater/dorsalrotskapsel</i>	38
5.3.2 <i>Ganglion</i>	39
5.3.3 <i>Infästning</i>	39
5.3.4 <i>Mätutrustning</i>	40
5.4 ANALYS AV RESULTAT FRÅN SIMULERINGEN	40
5.5 FELKÄLLOR	40
5.6 VIDAREUTVECKLING	41
5.7 KÄLLKRITIK	41
6 SLUTSATS	42
KÄLLFÖRTECKNING	43

APPENDIX:

A MÅTTSATTA CAD-RITNINGAR	44
B TRYCKKURVOR FRÅN SIMULERING	47
C ARDUINOKOD.....	48
D MATLAB-KOD	56
E INSTÄLLNINGAR DATAUPPSAMLARE	58
F GELATINRECEPT	59

1 Inledning

1.1 Bakgrund

En whiplashskada karaktäriseras av att kroppen får en kraftig stöt bakifrån, samtidigt som huvudet inte följer med i den snabba accelerationen utan slungas bakåt. I Sverige anmäls varje år ca 30 000 fall av whiplashrelaterade skador till försäkringsbolagen. Av dessa leder fem procent till bestående men i form av värk i nacke och axlar, yrsel, huvudvärk och koncentrationssvårigheter [1]. Dessa skador kostar samhället över fyra miljarder kronor varje år. Trots omfattande forskning kring whiplashskador och de efterföljande symptomen finns det idag ingen enhetlig uppfattning om varför de uppkommer. Det finns därför inte heller någon allmän behandling av symptomen.

I dagsläget finns flera teorier om orsaken till symptomen. En vanlig hypotes från medicinska forskare är att whiplashsymptom orsakas av en stukning av nacken. Besvären tros sedan uppkomma på grund av skadade muskler, nerver eller bindväv [1]. Forskare vid Chalmers tekniska högskola har studerat nackens dynamiska händelseförlopp under en whiplashrörelse. Det har visat sig att en betydande tryckförändring sker i ryggmärgskanalen med både övertryck och undertryck. Forskningen har resulterat i en annan hypotes som bygger på att nervknutar i nacken tar skada av tryckförändringen. 2011 genomfördes ett kandidatarbete vid Chalmers tekniska högskola som arbetade utefter denna hypotes. En uppskalad fysisk modell av människans spinalkanal konstruerades för att simulera tryckförloppet. Vid simuleringarna undersöktes potentiella rörelser och deformationer av nackens nervknutar som skulle kunna vara en förklaring till hur whiplashskador uppstår. Studien påvisade både rörelser och deformationer av nervknuten men vidareutveckling av modellen ansågs vara nödvändig för att göra det möjligt att dra pålitligare slutsatser.

1.2 Mål och Syfte

Projektets syfte är att utveckla den tidigare konstruerade fysiska modellen för att på ett mer verklighetstroget sätt utreda möjligheten att nervknutarna i nacken deformeras av tryckförändringen som uppstår vid whiplashrörelsen. Modellen skall erhålla en mer verklighetstrogen anatomi och en stringent mätmetod skall utvecklas för att mäta deformationen av nervknuten. Målet är att öka förståelsen för skademekanismerna bakom whiplashsymptomen.

1.3 Avgränsningar

Modellen skall enbart demonstrera de tryckförhållanden som råder kring nervknuten och dess omgivning under ett whiplashförlopp. Ryggkotornas rörelse och påverkan på nervknuten beaktas ej. Modellen ger endast kvalitativa resultat då många antaganden och beslut görs genom subjektiva bedömningar.

1.4 Metod

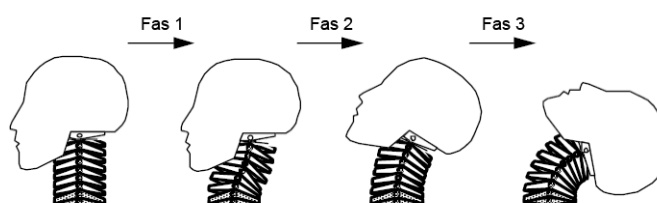
För att utveckla 2011 års modell krävdes grundlig insikt i berörd anatomi hos människan. Medicinsk litteratur varvades med dissektion av en svinnacke och en mänsklig nacke samt konsultation av en nervspecialist vid Sahlgrenska universitetssjukhus. Förra årets arbete utvärderades grundligt och brister hos det uppmärksammades. Modellen kunde därmed förbättras och en ny mätmetod utvecklades. Sedan inleddes en iterativ process där simuleringar med modellen och modifieringar av denna varvades. Slutligen erhöles en modell från vilken resultat dokumenterades och analyserades. Litteraturstudier och egna erfarenheter från dissektioner samt konsultation med nervspecialist låg till grund för beslut, antaganden och utvärderingar av resultat under arbetet.

2 Teori

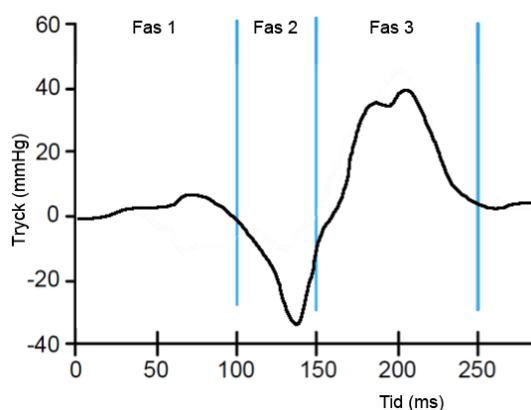
Det är av vikt att förstå dynamiken bakom nackens rörelsemönster under ett whiplashförlopp för att undersöka skademekaniken vid ett whiplashtrauma. Forskare vid Chalmers tekniska högskola har utfört försök på grisar för att studera hur nervvävnaden påverkas av detta. För att relatera resultaten till människan är en god insikt i anatomin i och omkring spinalkanalen hos människan vital.

2.1 Rörelsemönster vid whiplashtrauma

Ett whiplashtrauma uppstår typiskt vid en bilkollision bakifrån. Kroppen accelereras kraftigt av stöten, huvudet hinner inte anpassa sig till rörelsen och utsätts för rörelsemönstret enligt figur 1. I fas 1 utsätts nacken för en onaturlig dubbelkrökning och får formen av ett S. Nackens nedre del utsätts då för en extensionsrörelse och sträcks ut. Samtidigt utsätts dess övre del av en flexionsrörelse och trycks ihop. Huvudet slungas därefter bakåt i fas 2 och 3 i en fullt utvecklad extensionsrörelse. Blodkärlen i nacken saknar backventiler, vilket gör att blodet kan strömma i båda riktningar under extension/flexionsrörelsen [2]. Blodets flöde ger upphov till en trycktransient som påverkar ryggmärgskanalen och dess omgivning. Trycktransienten karakteriseras av en snabb tryckförändring med ett inledande undertryck följt av ett övertryck. I figur 2 återges en kurva från experiment med grisar där man registrerat trycktransienten. Den visar hur trycktransienten är kopplad till whiplashtraumats olika faser.



Figur 1: Rörelsemönster under ett whiplashtrauma [3].



Figur 2: Trycktransient uppmätt vid grisförsök [3].

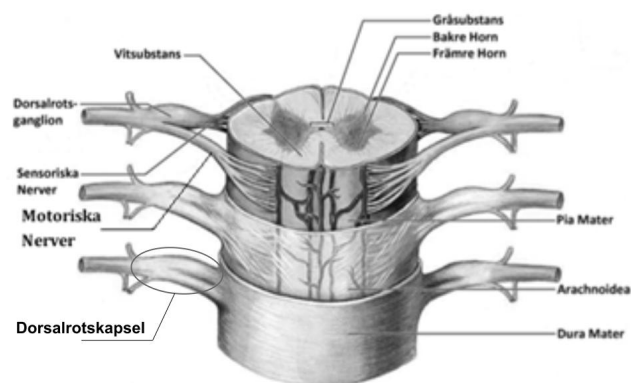
2.2 Anatomi

Nervsystemet

Människans nervsystem består av det centrala och det perifera nervsystemet. Hjärnan och ryggmärgen utgör det centrala systemet, där ryggmärgen är en förlängning av hjärnan som löper längs ryggraden i den så kallade spinalkanalen [4].

Det perifera systemet leder sensoriska och motoriska nervsignaler. Från kroppens organ in till hjärnan leds sensoriska signaler, och ut från hjärnan till kroppens muskler leds motoriska signaler. Kommunikationen till hjärnan sker via ryggmärgen dit den leds in parvis mellan ryggkotorna i den så kallade intervertebralkanalen, genom ett dorsalrotsganglion. Dorsalrotsgangliet är en nervknut vilken fungerar som en samlingspunkt för inkommande sensoriska nervtrådar. De motoriska signalerna från hjärnan leds ut genom nervtrådar parallellt med dorsalrotsgangliet, se figur 3.

Forskare inom biomekanik har undersökt ryggmärgen i syfte att fastställa dess materialegenskaper. Dragprov har utförts för att uppskatta dess mekaniska egenskaper. Ryggmärgen visade sig då vara viskoelastisk, vilket gjorde att elasticitetsmodulen endast kunde bestämmas approximativt [5]. Elasticitetsmodulen varierade inom intervallet 0,5-1,9 MPa beroende på vilken del av ryggmärgen som provades samt individens ålder. Ryggmärgen har en tendens att bli styvare och mista elasticitet vid åldrande [5].



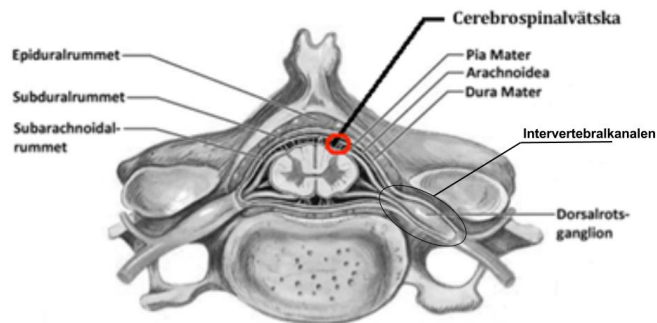
Figur 3: Ryggmärgen med sensorisk och motorisk nervkommunikation, [anpassad från 6].

Hinnor

Ryggmärgen och hjärnan omsluts av tre hinnor, där den yttersta, dura mater är den tjockaste och starkaste. Dura mater omsluter även nervtrådarna som går ut till dorsalrotsgangliet. Vid dorsalrotsgangliet övergår den till att benämnas dorsalrotskapsel. Dura matern och dorsalrotskapseln är alltså en sammanhängande hinna som omger hjärnan, ryggmärgen och dorsalrotsganglierna, se figur 3 [7].

Innanför dura mater flyter ryggmärgen och hjärnan i cerebrospinalvätskan, se figur 4. Det är en klar och färglös vätska som förkortat kallas spinalvätska. Genom högt flödesmotstånd i subarachnoidalrummet, utrymmet innanför dura mater, är spinalvätskans acceleration låg vid ett whiplashtrauma [8]. Det ger en stötdämpande funktion för ryggmärgen och hjärnan.

Dura mater omsluts av epiduralrummet, se figur 4. Epiduralrummet innehåller främst fettrik bindvävnad och ett nätverk av blodkärl [7]. Det är blodkärlen i epiduralrummet som saknar backventiler, vilket möjliggör strömning av blod i båda riktningar under whiplashrörelsen. Strömningen i dessa kärl ger upphov till den i spinalkanalen uppmätta trycktransienten.



Figur 4: Tvärsnitt av spinalkanalen [anpassad från 7].

Ganglion

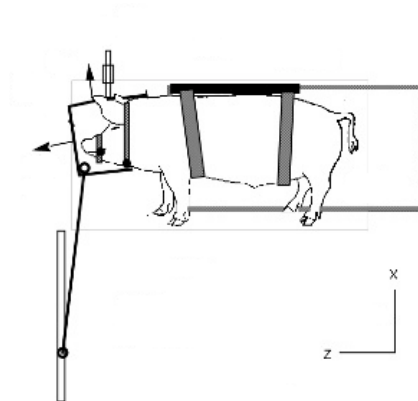
Inom neurologin är ett ganglion en välvgränsad ansamling av nervcellskroppar i det perifera nervsystemet, eller enklare, en nervknut [9]. Ganglier delas precis som nervsystemet in i sensoriska och motoriska grupper. I studien är det de sensoriska dorsalrotsganglierna, härnåfter benämnda ganglier, som undersöks ytterligare. Gangliet fungerar som en förmedlare av all sensorisk signaltrafik in till ryggmärgen. Det sker genom nerverna som har sina cellkroppar i gangliet [9]. Till skillnad från övriga nervsystemet saknas en barriär i utrymmet mellan nervcellskropparna inuti de sensoriska nervernas ganglion. Därför är nervcellskropparna inuti gangliet särskilt utsatta för trycktransienten under en whiplashrörelse. På grund av trycktransienten kan blodets beståndsdelar deformera cellkropparnas cellmembran och på så sätt skada dem.

Neurogen smärta

Om nervcellskroppar i gangliet skadas uppstår neurogen smärta. Oavsett var skadan är lokaliserad upplevs smärtan i nervens mest perifera del. Om exempelvis ryggmärgen skadas kan det yttra sig genom värk i armar [10]. Det förklarar hur ett skadat ganglion kan ligga till grund för whiplashrelaterade symptom.

2.3 Tidigare forskning på gris

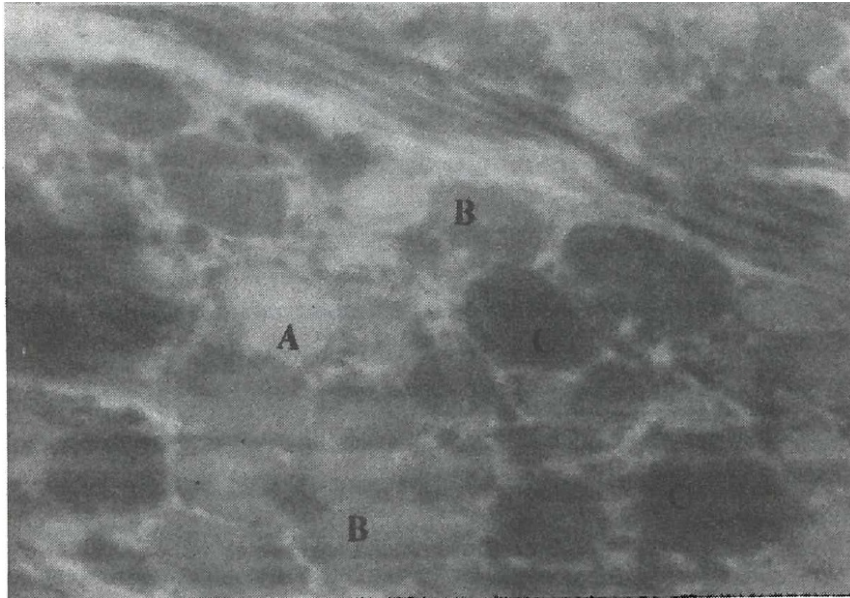
För att identifiera trycktransienten som uppstår under ett whiplashförlopp och studera dess påverkan på gangliet utfördes experiment på gris av Mats Svensson, 1993. Grisen placerades på ett bord, enligt figur 5. Ryggen fixerades mot bordets kant och huvudet spändes fast i en fixtur som förspändes med en dragkraft på 600 N. Fixturen släpptes och på så sätt simulerades ett whiplashtrauma. Trycket som uppstod i spinalkanalen mättes med inopererade tryckgivare [3].



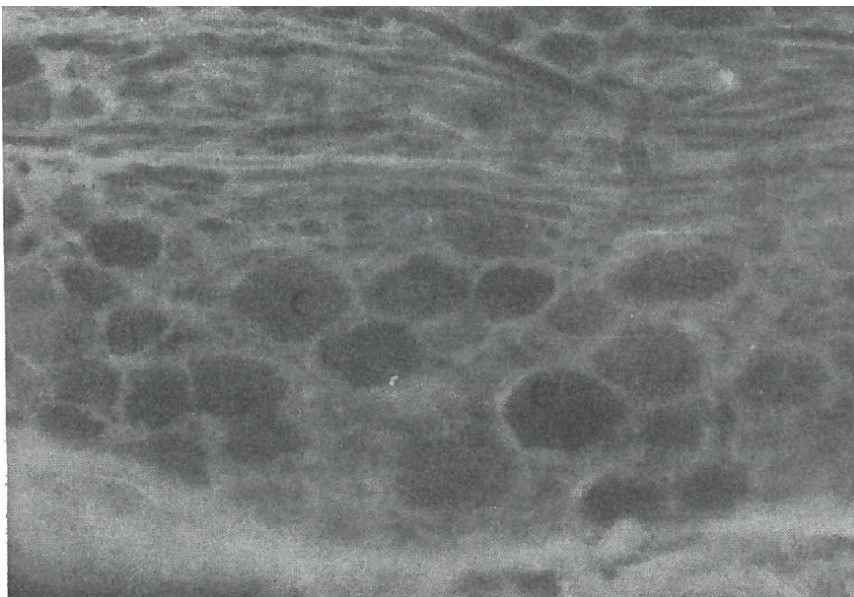
Figur 5: Sövd gris utsatt för whiplashtrauma [anpassad från 3].

För att visualisera skador på nervceller i gangliet injicerades färgämnet Evans Blue i grisens blod innan simuleringarna. Det binder till proteinet Albumin i blodet och färgar det. Efter test avlivades grisen och formalin injicerades vilket fixerade dess kropp. En makroskopisk undersökning visade inga frakturer, blödningar eller rupturer av ligament i nacken. Gangliet opererades ut och undersöktes i mikroskop.

Som nämndes i kapitel 2.2 saknas en skyddsbarriär mellan nervcellerna i gangliet. Om nervcellerna i gangliet från grisförsöket skadades kunde det färgade albuminet tränga in i nervcellskropparna. Det uppmärksammades genom att nervcellskroppen blev infärgad. Ett ganglion som hade utsatts för ovanstående simulering jämfördes med ett ganglion från en gris som inte hade utsatts. Jämförelsen visade att Albumin hade trängt in i försöksdjurets nervcellskroppar inuti gangliet. Det påvisade att gangliet kunde ha tagit skada av trycktransienten [3]. Skillnaden mellan mikroskopbilderna ses i figur 6a och 6b. I figur 6a syns de infärgade nervcellskropparna. Den ljusa omgivningen mellan nervcellskropparna i figurerna är blod med hög koncentration av Albumin.



Figur 6a: Mikroskopbild av ett ganglion som har utsatts för ett whiplashtrauma. Bokstäverna indikerar områden med olika grad av infärgning, (A) är ett tydligt infärgat område, dvs. en möjligt skadad nervcell [3].



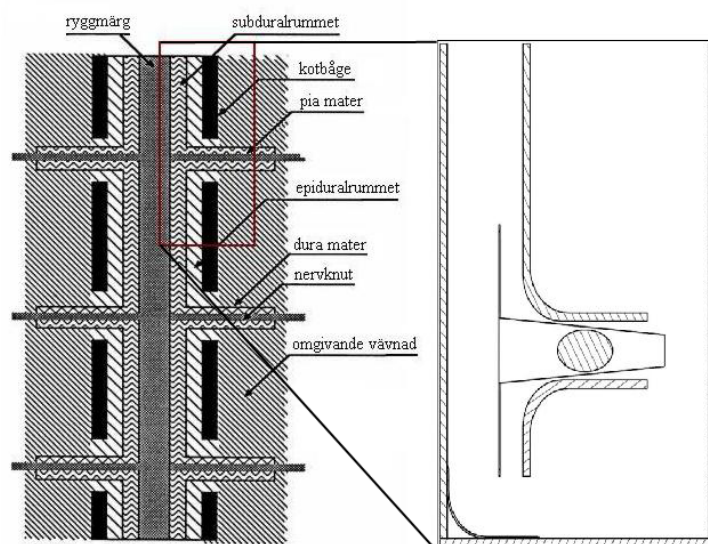
Figur 6b: Motsvarande mikroskopbild av ett oskadat ganglion. Den ljusa omgivningen mellan cellkropparna syns tydligt men utan infärgning i cellkropparna, ett oskadat ganglion [3].

2.4 Hypotes

Enligt hypotesen från forskare vid Chalmers tekniska högskola kan dorsalrotsgangliet ta skada av de onaturliga tryckförhållandena som uppstår under whiplashrörelsen [2]. Trycktransienten i spinalkanalen påverkar dorsalrotskapseln med innehållande ganglion. Vid undertryck i spinalkanalen sugts dorsalrotskapseln och gangliet i riktning in mot spinalkanalen och ryggmärgen. Gangliet utsätts då för en dragspänning. Vid övertryck trycks dorsalrotskapseln med innehållande ganglion ihop och ut i intervertebralkanalerna, i riktning från spinalkanalen och ryggmärgen. Rörelsen är väldigt hastig och dorsalrotsgangliet utsätts för mekaniska påfrestningar. Vid de fysiska påfrestningarna tros nervvävnaden i gangliets cellkroppar ta skada genom att cellmembranet utsätts för töjning. [2].

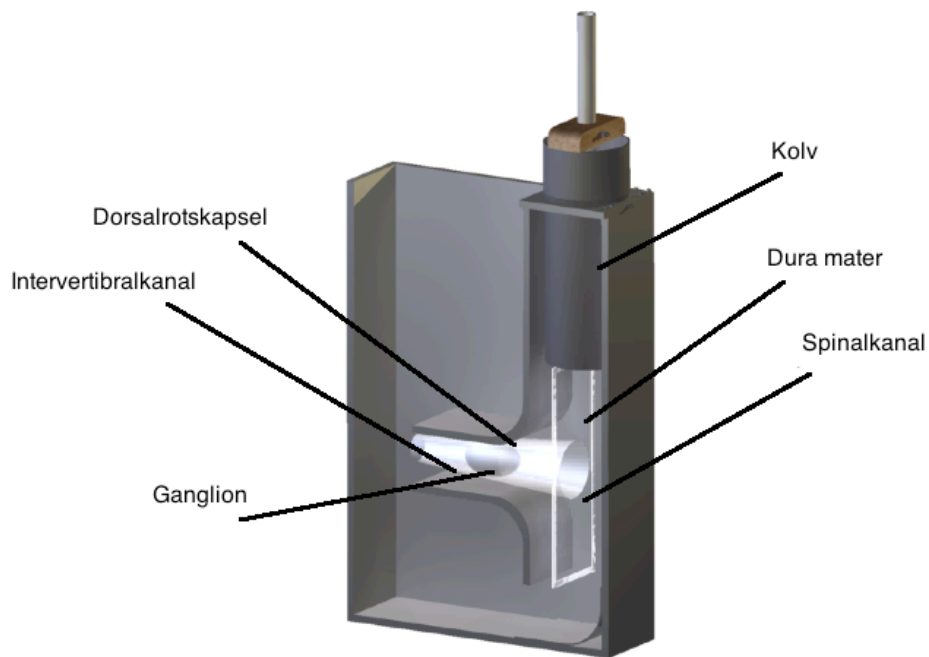
2.5 Tidigare utfört arbete

Under 2011 års arbete konstruerades en fysisk modell som återgav en del av människans spinalkanal. Den avbildade en intervertebralkanal med ganglion, enligt figur 7. Modellen återskapade vätskesystemet i spinalkanalen och åskådliggjorde de vätskeflöden med åtföljande tryckförändringar som uppstår under en whiplashrörelse. Modellen var vattenfylld och trycktransienten reproducerades genom en framtvängd rörelse av vattnet.



Figur 7: T.v Schematisk bild över människans spinalkanal. Rektangeln visar den del av spinalkanalen som den fysiska modellen avbildar [11]. T.h ses en förenklad CAD-ritning av den fysiska modellen [12].

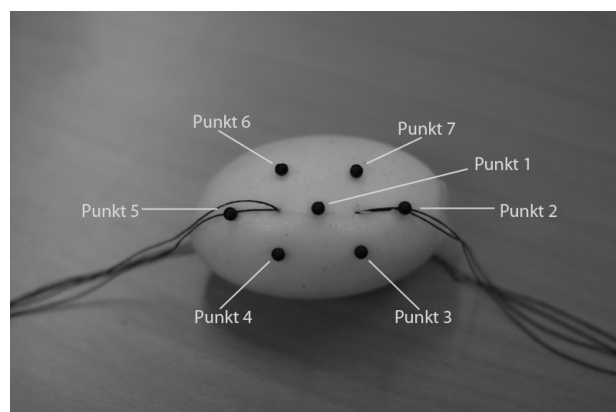
Modellen var en vattenfylld behållare tillverkad av plexiglas i form av ett rätblock. Spinalkanalen och intervertebralkanalen utgjordes av två L-formade profiler i modellens ena sida. De var monterade så att intervertebralkanalen löpte ut horisontellt från spinalkanalen mellan de två L-profilerna. Spinalkanalens och intervertebralkanalens tvärsnitt var kvadratiska. I behållarens hörn ovanför L-profilerna var en cylinder fäst vertikalt som innehöll en kolv. Kolven gick att förflytta i vertikallled med handkraft och på så sätt genererade den en rörelse i vattnet, vilken skapade trycktransienten. Vid en uppåtriktad rörelse av kolven sögs vattnet uppåt vilket resulterade i ett undertryck i spinalkanalen. Vid en nedåtriktad rörelse pressades vattnet nedåt i spinalkanalen och ett övertryck bildades.



Figur 8: 2011 års modell med namngivna komponenter [12].

Dura matern var tillverkad av en plastfilm av typen Ultra Amid och hade formen av en strut. I den vida änden övergick struten till ett plant ark vilket var uppspönt i en ram av plast, se figur 8. Ramen fixerades i modellen genom att den kilades in i urfrästa spår i modellens sida. Den smala änden av struten var fastknuten i öglor monterade vid modellens ena kortsida.

Gangliet var äggformat och tillverkat av silikon. Det låg i struten i intervertebralkanalen och var fastknutet med sytrådar i intervertebralkanalens ovansida. Trådarna var ingjutna i gangliet och löpte ut genom hål i strutens ovansida. Vid simuleringarna analyserades gangliets deformation visuellt. Markörer i form av kartnålar var fästa i gangliet och deras relativa förflyttningar utvärderades med hjälp av en höghastighetskamera, se figur 9.



Figur 9: 2011 års ganglion med angivna mätpunkter [12].

Tryckförhållandena under försöket uppmättes med två tryckgivare. Den ena givaren var placerad i spinalkanalen och den andra i intervertebralkanalen vid gangliet. Modellens förmåga att simulera det tryckförlopp som äger rum i spinalkanalen under ett whiplashtrauma ansågs vara tillräckligt likt det i verkligheten uppmätta tryckförloppet från grisförsöken. Slutsatsen som drogs efter 2011 års arbete var att simuleringarna påvisade att tryckförloppet gav en deformation av gangliet i modellen.

2.6 Potentiella mätmetoder

Genom att mäta ett avstånd relativt ett annat kan deformation mätas. Vilken typ av mätinstrument som är lämpligast att registrera avståndet med beror på vilka förutsättningar som finns. Nedan följer mätinstrument som sammanställts för att de potentiellt är tillämpbara för projektet.

Resistansmätning

Förändringen i resistans hos en tråd som utsätts för töjning kan mätas och omvandlas till sträckan den dragits ut eller tryckts ihop [13].

Laser/IR

Genom att ljusvågor skickas ut och reflekteras från ytan av det aktuella föremålet kan avståndet mätas med laser. Tiden det tar för ljusvågen att reflekteras från målet och sedan återvända till utgångspunkten mäts och omvandlas till sträckan vågen färdats [13].

Ultraljud

Ultraljudsmätning fungerar på liknande sätt som ovan nämnda lasermätning, fast med ljudvågor istället för ljusvågor [14]. En gren inom ultraljudsmätning är sonografi, där används en givare som både skickar och tar emot ljudvågorna. Sonografi används främst vid mammografi där valet av frekvens talar om hur djupt i kroppen reflektionen skett [15].

Accelerometer

En accelerometer är en givare som mäter hur stor acceleration den utsatts för under ett tidsförlopp. Om accelerationsdatan integreras två gånger med avseende på tiden erhålls sträckan sensorn har förflyttats.

Optisk mätning, ARAMIS software

Vid deformationsmätning med optisk mätteknik sprayas föremålet med en gråspräcklig färg. För att erhålla tredimensionell mätning filmas förloppet av två kameror. Filmen analyseras sedan av programvaran ARAMIS software. På grund av föremålets spräckliga yta kan programmet skilja på de olika gråskalorna och koppla de till filmens pixlar [16]. På så vis registreras deformationen.

3 Material och metod

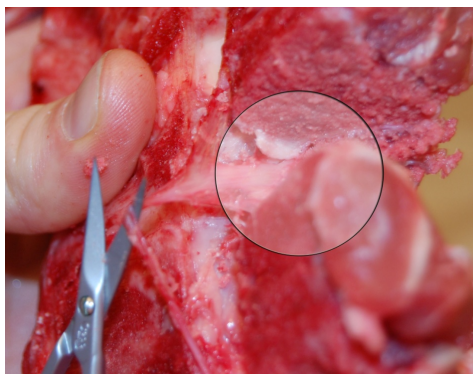
3.1 Efterforskning

En grundlig efterforskning utfördes för att sätta sig in i ämnet och problemställningen. Den inleddes med rena litteraturstudier där anatomiböcker varvades med avhandlingar och publicerade tidskrifter. Därefter följde konsultation från en nervspecialist samt dissektioner av nacke från en gris och en människa.

Dissektion av gris

Dissektion av en grinsnacke utfördes på slaktdelar. Nacken undersöktes med fokus på ganglion och dura mater. Elasticiteten i dorsalrotskapselns förankring undersöktes genom att dra i den, i riktning mot spinalkanalen.

Dorsalrotskapseln med innehållande ganglion skars sedan ut, se figur 10. Det utskurna grisgangliets materialegenskaper uppskattades subjektivt genom dragning och klämning för hand.



Figur 10: Undersökning av elasticitet i dorsalrotskapselns förankring.

Intervju och dissektion av människa

En intervju arrangerades med Kjell Olmarker, nervspecialist vid Sahlgrenska universitetssjukhuset. Intervjun hölls i informativt syfte, där öppna frågor ställdes angående hur komponenterna i spinalkanalen sitter ihop och hur de ser ut. Samtalet ledde till möjligheten att närvara vid en dissektion av en mänsklig nacke. Kjell utförde dissektionen som syftade i att avlägsna ett ganglion för att sedan mäta och undersöka dess materialegenskaper. För att komma åt gangliet snittades preparatets nacke upp med en skalpell. När spinalkanalen nåddes skars ett helt ganglion med omslutande dorsalrotskapsel och dorsalrötter samt en bit av ryggmärgen ut. Gangliet skars ut mellan kOTA C3 och C4, dvs. spinalnerv C4. Gruppen mätte beståndsdelarna med ett skjutmått. Genom att klämma och dra i dura mater, ganglion och ryggmärg uppskattades dess materialegenskaper subjektivt.

3.2 Utvärdering av tidigare arbete

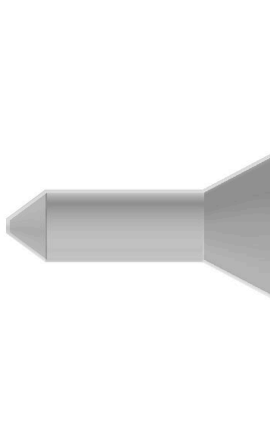
Med den utförda efterforskningen som grund utvärderades 2011 års arbete genom att slutrapporten granskades och den redan konstruerade modellen undersöktes. Identifierade brister hos arbetet sammanställdes och mål fastställdes för vad i arbetet som önskades förbättras och hur.

3.3 Konstruktion av modellen

Modellens brister åtgärdades genom att berörda delar utvecklades och omkonstruerades. Olika konstruktioner av modellen testades efter hand vid simuleringar. Utvärderingarna av dessa ledde till modifieringar av modellen. Efter att bristerna åtgärdats följde nya försök och på så sätt utgjorde konstruktionen av och simuleringen med modellen en iterativprocess. Under den iterativa processen förfinades och kalibrerades även mätsystemet. Simuleringen som utfördes med den slutgiltiga modellen beskrivs ytterligare i kapitel 3.4.

3.3.1 Dura mater och dorsalrotskapsel

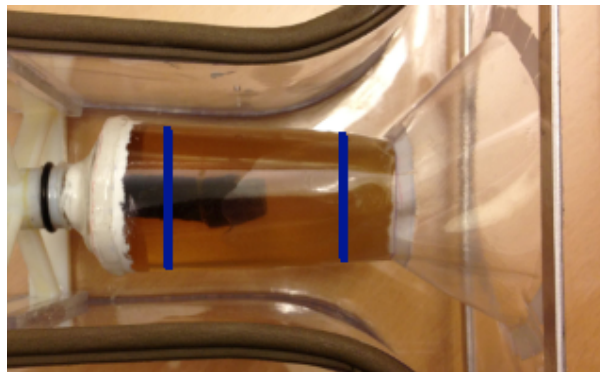
Dura mater och dorsalrotskapseln tillverkades i en 0.2 mm tjock plastfilm. Dura mater och dorsalrotskapsel bestod av ett och samma stycke. Stycket tillverkades av fyra delar. Två koniska, ett cylindriskt och ett plant ark som klipptes ut ur plastfilmen och skarvades samman med mattejp. De fyra delarna sammanfogades och fogarna tätades med marin tätningsmassa, se figur 11.



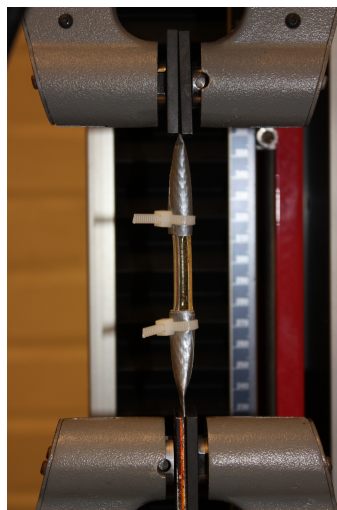
Figur 11: CAD-bild av sammansatt dura mater och dorsalrotskapsel.

3.3.2 Ganglion

Ett mänskligt ganglion från halsryggen, spinalnerv C4, skalades upp med en faktor tio. Det tillverkades av en gelatinblandning som experimenterades fram. Blandningen bestod av gelatinpulver, vatten, sirap, och glycerol. För sammansättning se bilaga F. Den gjöts direkt i dorsalrotskapseln med olika skikt. Två tunna lager av gelatinblandning innehållande blå karamellfärg gjöts in som deformationsmarkörer, se figur 12. För att undersöka blandningens materialegenskaper utfördes ett dragprov. En provstav av gelatinblandningen gjöts och testades i en dragprovsmaskin, se figur 13.



Figur 12: Gjutet ganglion med illustrerade blå skikt.

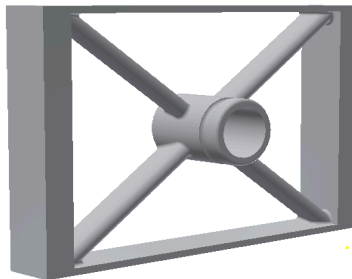


Figur 13: Dragprov av gelatinet.

3.3.3 Infästning

Dura mater spändes fast i en ram av aluminium. Ramen tillverkades i två millimeter tjock aluminium. Fem millimeter djupa spår frästes i modellens bakre och främre sida för att hålla ramen på plats.

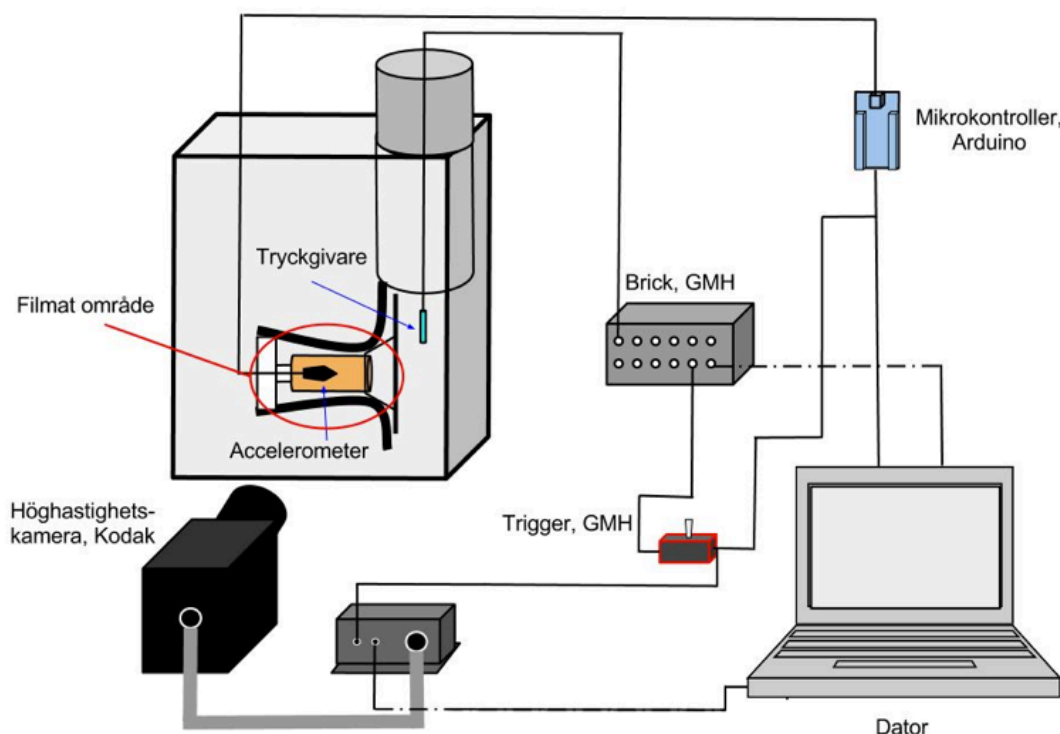
Dorsalrotskapseln fixerades i intervertebralkanalen med en specialanpassad fixtur. Den tillverkades i en så kallad rapid-prototypingmaskin, vilket är en 3D-skrivare som tillverkar CAD-modeller i plast. Fixturen konstruerades med utgångspunkt att den skulle vara enkel att ta i och ur modellen. Den erhöll en strömlinjeformad design för att minimera flödesmotståndet i intervertebralkanalen. Vid montering trädde dorsalrotskapseln på fixturen och fästes med en o-ring. Fixturen fördes sedan in i ett spår i intervertebralkanalen. I figur 14 ses en CAD-bild av fixturen.



Figur 14: CAD-bild av infästningsfixturen.

3.3.4 Mätssystem

Mätssystemet bestod av två samexekverade delar, hela försöksuppställningen ses i figur 15. Den ena delen uppmätte förflyttning av gangliet. Den bestod av en höghastighetskamera och en accelerometer. Gangliets deformation beräknades genom att relatera förflyttningar av gangliets olika delar till varandra. Den andra delen mätte tryckförändringar i spinalkanalen med hjälp av en tryckgivare.

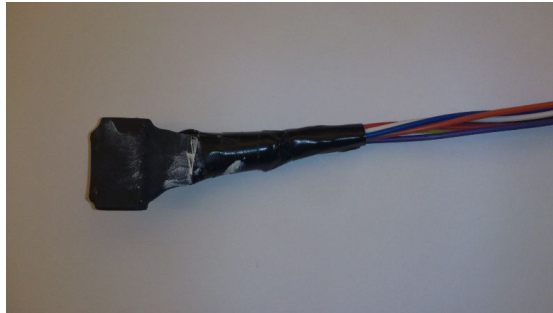


Figur 15: Kopplingsschema över den fullständiga försöksuppställningen

Trycktransienten mättes i modellens spinalkanal med en Piezoresistiv tryckgivare. Tryckgivaren var en Gaeltec CTC35F, med mätområde ± 300 mmHg. Tryckgivaren kopplades ihop med en datauppsamlare, Data Brick från GMH Engineering. Den kopplades i sin tur till en dator som med tillhörande programvara bearbetade uppmätt data och plottade tillhörande grafer.

Deformation och förflyttning av gangliets yta filmades och registrerades med en höghastighetskamera, Kodak EktaPro RO Imager. Kameran filmade med 250 bilder per sekund. Det filmade området utgjordes av det markerade området i figur 15. Höghastighetskameran kopplades till en dator för bearbetning av bilderna som tagits. Programvaran som användes var Motion Studio.

För att mäta förflyttningar av gangliets centrum registrerades dess acceleration under förloppet. Genom att integrera uppmätt data från accelerometern två gånger med avseende på förloppets tid beräknades dess förflyttning. En treaxlig accelerometer av typen Bosch BMA180 gjöts in i gangliets centrum, se figur 15. Sensorn kapslades in i krympslang som tätades med marin tätningssmassa, se figur 16. Sensorn var en kapacitiv accelerometer, kapabel att känna av en förändring i acceleration motsvarande $\frac{1}{10000}$ g och användes inom mätområdet ± 4 g.



Figur 16: Inkapslad accelerometer med tillhörande kablage.

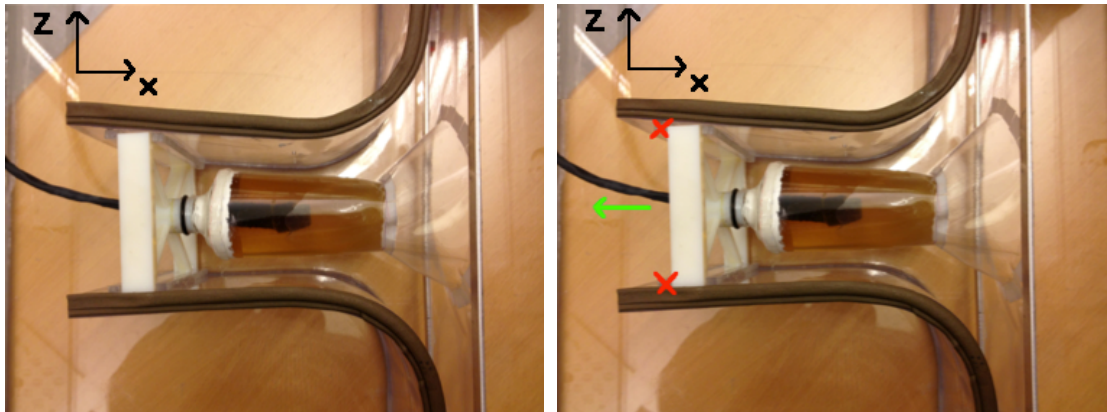
En mikrokontroller av typen Arduino Uno kommunicerade med sensorn via det seriella gränssnittet SPI. Mjukvaran i mikrokontrollern läste accelerationsdata från sensorn och skrev ut den på usb-porten vilken var inkopplad till en dator. I datorn lästes datan in i MATLAB och behandlades där för att beräkna sensorns förflyttning.

3.4 Simulering

Utförandet av simuleringarna var en iterativ process som pågick under en fyra veckors period. Nedan följer en beskrivning av tillvägagångssättet vid den slutgiltiga simuleringen.

Modellen monterades och fylldes med vatten. Tryckgivare, kamera och accelerometer kopplades ihop med datorerna och en trigger. Kolven sattes i rörelse med handkraft och skapade trycktransienten i vattnet. Strax innan kolvrörelsen påbörjades, triggades hela mätsystemet manuellt varefter data samlades in under förloppet. Tryckgivarens data bearbetades direkt och en tryckkurva ritades upp, för att se om utseendet på trycktransienten var tillräckligt lik den från grisförsöken. Om inte itererades processen ovan. När resultatet från tryckmätningen var acceptabelt sparades film och accelerationsdata på datorn.

Simuleringarna utfördes med dorsalrotskapseln förankrad på två olika sätt i intervertebralkanalen. I det första fallet var den fast förankrad i fixturen, som i sin tur var helt fastsatt i intervertebralkanalen. I det andra fallet var dorsalrotskapseln lossad två millimeter vid infästningen i fixturen och själva fixturen var fri att röra sig i riktning från spinalkanalen, se figur 17.



Figur 17: T.v. Modellen med gangliet fast förankrat. T.h. Modellen där gangliet har släppts efter vid infästningen med o-ringens och fri att röra sig åt vänster.

3.5 Analys av uppmätt data

Från den sista simuleringen erhöles de slutgiltiga resultaten vilka dokumenterades och utvärderades. Fyra försök analyserades med hänsyn till förflyttningar av gangliets yta i x- och z-led. Förflyttningar av gangliets centrum analyserades bara i x-led då förflyttningarna i de andra ledderna var obetydlig.

Skiktens förflyttningar i x-led klarlades med höghastighetskamerans film från försöken. Skiktens förflyttningar dokumenterades vid gangliets maximala förflyttning i riktning in mot ryggmärgen, respektive ut i intervertebralkanalen. Det vill säga vid gangliets vändpunkter under tryckförloppet. Accelerometers mätdata integrerades i Matlab för att erhålla förflyttningen av gangliets centrum i x-led. Förflyttningen av gangliets yta i z-led dokumenterades genom att dess övre och undre kants förflyttning registrerades med filmen. Det utfördes vid gangliets mest utsatta ände, vid spinalkanalen. Deformationen registrerades när den var som störst, det vill säga vid övertrycket.

Genom att beräkna skiktens förflyttningar relativt varandra uppskattades deformationen av hela gangliet i x-led. Gangliets deformation i z-led erhöles genom att beräkna skillnaden i förflyttning av gangliets övre och undre kant.

4 Resultat

Resultaten från metoddelen presenteras med samma struktur som kapitel 3. I kapitel 4.4 redovisas resultaten från de slutgiltiga simuleringarna.

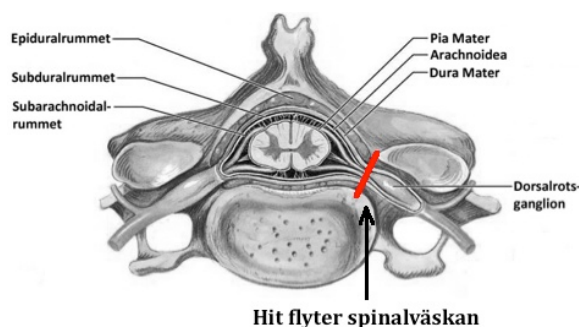
4.1 Efterforskning

Dissektion av gris

Dissektionen gav en god bild av anatomin i och omkring spinalkanalen. Undersökningen av elasticiteten hos dorsalrotskapseln förankring resulterade i att den gav med sig en bit tills det tog tvärt stopp. De subjektivt bedömda materialegenskaperna hos det utskurna gangliet påvisade ett mjukt material med viss elasticitet. Det kunde liknas med gelé.

Intervju

Gangliet sitter fast i dorsalrotskapseln genom att de yttre nervcellerna i gangliet är fastväxta i dorsalrotskapseln. Därmed kan ingen spinalvätska tränga in mellan gangliet och dorsalrotskapseln, se figur 18. Dorsalrotskapseln är fastvuxen längst in i intervertebralkanalen, men är lite flexibel. Det innebär att den kan röra sig till en viss gräns.

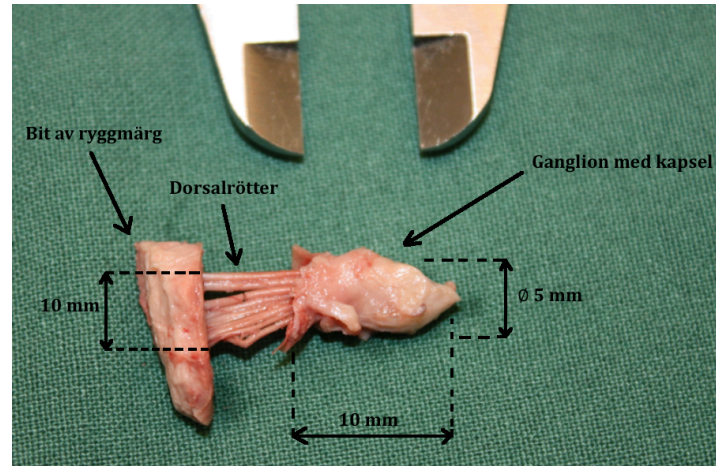


Figur 18: Tvärsnitt av spinalkanalen med anvisning för spinalvätskans utbredning [anpassad från 7].

Nervsystemets materialegenskaper är inget Kjell har studerat. Hans uppfattning är dock att gangliets materialegenskaper är väldigt lika ryggmärgens mjuka och gelé-aktiga karaktärsdrag. Då ryggmärgen kläms ihop med två fingrar faller den sönder. Nervtrådarna som leds ut i kroppen från gangliet är däremot elastiska. Dura mater är styv och jämförs med tjock plastfilm. Under trycktransienten vid whiplashtrauma tror Kjell att gangliet får en hastig rörelse fram och tillbaka, vilket gör att det kan skakas. Under skakningen tror Kjell eventuellt att enskilda nervceller kan skadas.

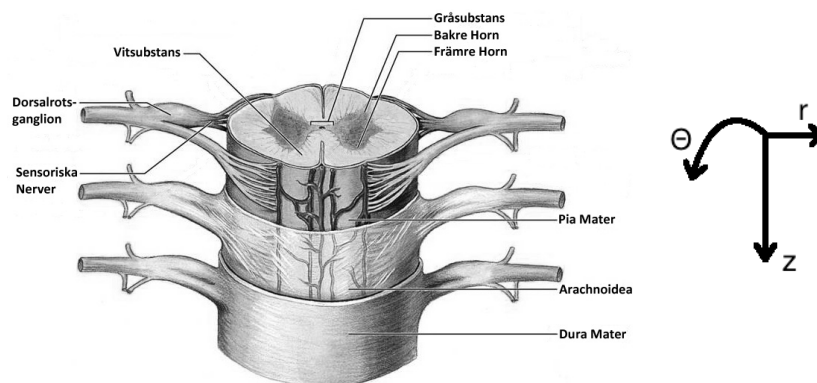
Dissektion av människa

En bild av det utskurna gangliet ses i figur 19. Den yttre diametern, dvs. utanpå dorsalrotskapseln var fem millimeter och längden var tio millimeter. Bredden på dorsalrötternas infästning var fem millimeter vid gangliet och tio millimeter vid ryggmärgen.



Figur 19: Utskuren provbit av ganglion, dorsalrötter och ryggmärg.

Den subjektiva bedömningen av dura mater påvisade att den var styv men hade en viss inledande elasticitet vid töjning. Det gick att töja den någon millimeter med handkraft. Elasticiteten uppskattades lika stor i z-led och θ -led, se koordinatsystem i figur 20. Då dura mater endast var en millimeter tjock gick det inte att undersöka elasticiteten i r-led.



Figur 20: Ryggmärg och dura mater med valt koordinatsystem [anpassad från 6]

Ryggmärgen var väldigt mjuk att klämma på i r-led men vid töjning i z-led fanns ett visst motstånd. Materialet i ryggmärgen upplevdes alltså ha olika egenskaper i olika riktningar, dvs vara anisotropt.

Gangliet med dorsalrotskapsel var mjuk att klämma på och liknade på det viset ryggmärgen. Vid töjning av gangliet var det styvare än ryggmärgen, en stor anledning till det var att dorsalrotskapseln satt kvar. Dorsalrötterna upplevdes styva vid dragning. De satt stadigt förankrade i ryggmärgen respektive gangliet men lossnade vid ryggmärgen under hög dragspänning.

4.2 Utvärdering av tidigare arbete

2011 års modells förmåga att simulera tryckförloppet ansågs tillräcklig. Arbetets största felkälla var den begränsande tillgången till information om exakta mått och materialegenskaper av den berörda anatomin i människan. Nedan följer en sammanställning av identifierade brister i arbetet och modellen. Dessa följs av hur de kan modifieras för att erhålla pålitligare resultat från simuleringar.

- *Dura mater och dorsalrotskapsel*

Dura matern och dorsalrotskapseln tillverkades i en för tunn plastfilm vilket medförde att den skrynklade sig. Deras geometri ansågs inte vara naturtrogen och materialet uppvisade inte någon kort inledande elasticitet utan var istället helt styvt vid försök till töjning. Den strutformade geometrin hos dura mater och dorsalrotskapsel var en tydlig förenkling och borde förbättras för att skapa en mer realistisk modell.

- *Ganglion*

Gangliets utformning och mekaniska egenskaper uppfyllde inte årets målsättning om analogi med ett naturligt ganglion. Gangliet var äggformat och låg inuti den strutformade dorsalrotskapseln. Tack vare gangliets äggform var det endast mitten av gangliets yta som låg emot dorsalrotskapseln. Det fanns även ett glapp mellan dorsalrotskapseln och gangliet där vattnet i modellen kunde passera. Gangliets form borde ha följt och fyllt ut dorsalrotskapseln för en naturtrognare anatomi. Då hade heller inget vatten passerat genom dorsalrotskapseln. Vattnet som flödar in i dura matern utgör modellens spinalvätska, vilken inte kan tränga in mellan gangliet och dorsalrotskapseln i ett naturligt ganglion. Gangliet var tillverkat av ett silikonmaterial vilket var för styvt relativt de materialegenskaper som ett naturligt ganglion uppvisade. Materialet borde enligt erfarenheterna från litteraturstudierna och dissektionen av människonacken vara betydligt mjukare.

- *Infästning*

Dura matern, dorsalrotskapseln och gangliet var löst fastsatta i modellen och rörelser uppkom lättare än vad som tillåts naturligt i människan. Ramen som dura mater var uppspänd i gled allt för lätt ur sina spår då spåren var för grunda. Gangliet hängde i intervertebralkanalens tak med snören. Snörena fixerade både dorsalrotskapseln och gangliet istället för att en fixerad dorsalrotskapsel höll det innehållande gangliet på plats.

- *Repeterbarhet av tryckförloppet*

Det gick inte att säkerställa repeterbarheten av tryckförloppet då den mänskliga faktorn spelade in vid skapandet av trycktransienten. Det bidrog till att det ej kunde garanteras att samma krafter påverkade gangliet vid de olika genomförda försöken. Att garantera en unik trycktransient prioriterades inte i årets arbete, utan en tillräckligt lik var

god nog, då modellen endast skall utföra en kvalitativ simulering av trycktransientens påverkan.

- *Mätutrustning*

Den optiska mätmetoden tar inte hänsyn till gangliets runda form. Ett mätfel erhålls på grund av gangliets välvda yta. Mätmetoden mäter deformationen på ytan men tar inte hänsyn till den inre deformationen då information om förflyttningen av gangliets centrum saknas.

4.3 Konstruktion av modellen

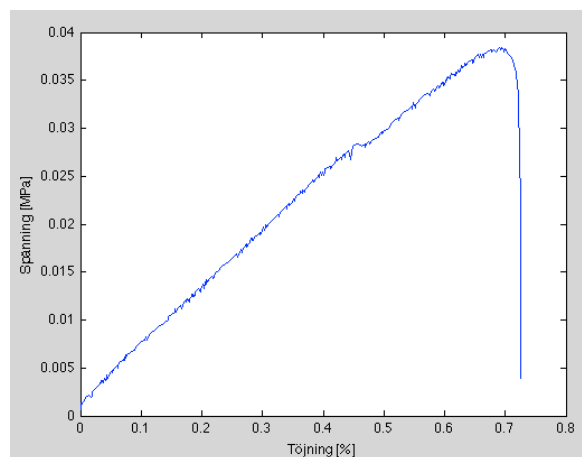
Efter vidareutvecklingen av modellen och mätsystemet enligt kapitel 3.3 erhöles en modell med följande egenskaper och förmåga att uppfylla önskade mål som formades vid utvärderingen av 2011 års arbete.

4.3.1 Dura mater och dorsalrotskapsel

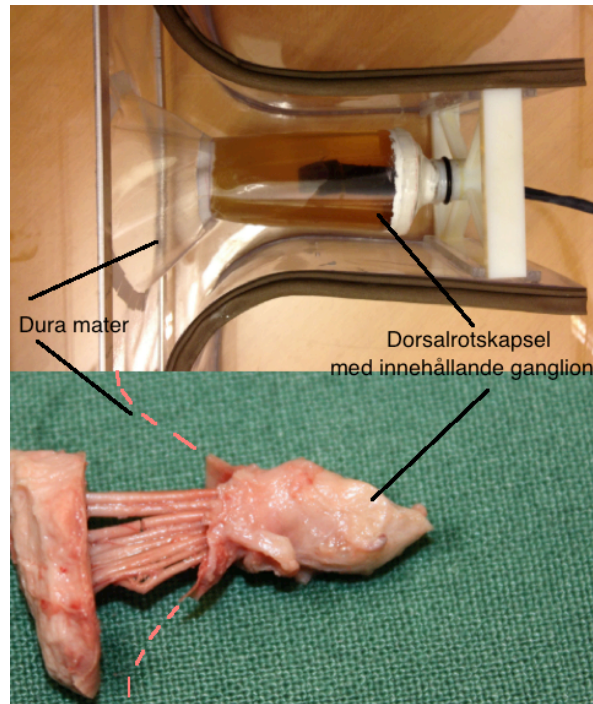
Plastfilmen som dura matern och dorsalrotskapseln tillverkades i skrynklade sig inte och plastens elastiska egenskaper var snarlika de önskade. Platen var styv men vid betydande dragspänning töjdes den. Skarvarna som uppstod efter sammanfogningen av de olika delarna bidrog dock till oönskad styvhet hos dura matern och dorsalrotskapseln.

4.3.2 Ganglion

Eftersom gangliet gjöts direkt i dorsalrotskapseln erhöles ett ganglion som hade samma form som dorsalrotskapseln och satt ihop med dess innervägg utan att något vatten kunde passera. De två lagren av karamellfärg resulterade i att gangliets förflyttning lättare kunde registreras med hjälp av kameran. Dragprovet med gelatinet som gangliet var tillverkat i gav en spännings-töjningskurva, se figur 21, elasticitetsmodulen uppskattades till 0,05 MPa. En jämförelse mellan det gjutna gangliet och ett naturligt ganglion från dissektionen av människan ses i figur 22.



Figur 21: Spännings-töjningskurva av gelatinblandningen.



Figur 22: Jämförelse av det verkliga gangliet med omslutande kapsel och ganglionmodellen med dura mater och dorsalrotskapsel.

4.3.3 Infästning

De djupare spåren i modellens sida tillät inte ramen som dura mater var uppspänd i att glida ur. Gangliet, dorsalrotskapseln och dura matern var därmed stabilt förankrade i spinalkanalen. Den nya specialanpassade fixturen återspeglade delarnas naturliga förankring i intervertebralkanalen. Den erhöll en symmetrisk förankring till skillnad från tidigare modell och tillät även en viss elasticitet i infästningen.

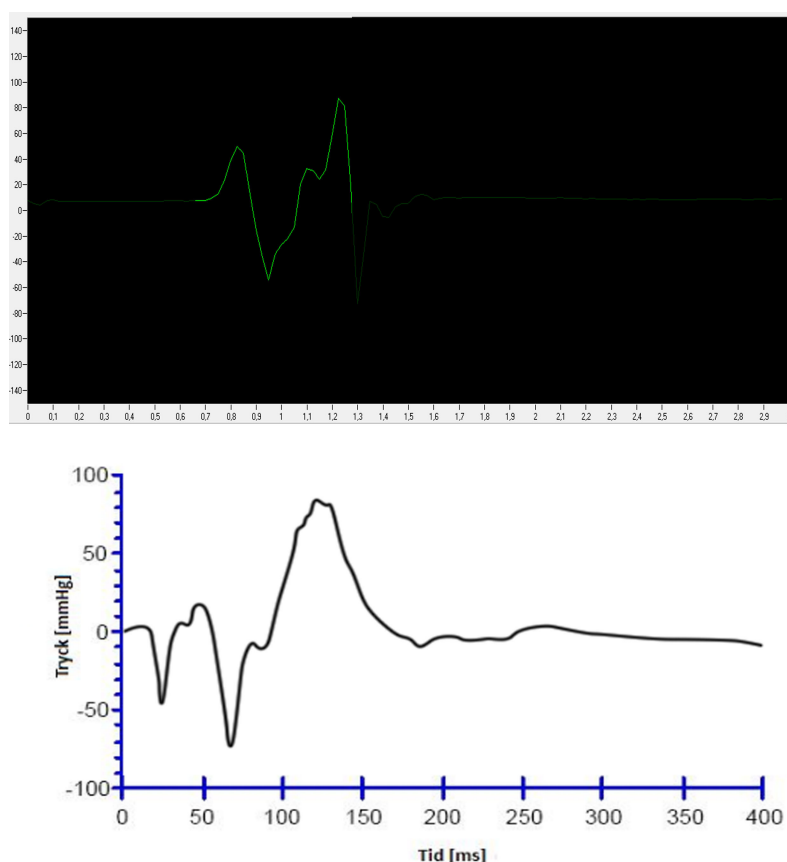
4.3.4 Mätssystem

Frekvensen i höghastighetskamerans inspelningar var tillräckligt hög för att registrera förflyttningar av gangliets yta visuellt i både x-och z-led. Mätdata från accelerometern kunde inte integreras framgångsrikt då alltför stora felkällor fanns i både integreringsprocessen och hos själva mätdata. På grund av accelerometerns låga samplingshastighet på 30 sampel per sekund erhölls för få mätpunkter under förloppet. Den låga samplingen ledde till en alltför okontinuerlig accelerationskurva vilket gav stora fel vid integreringen. Däremot var mätdata tillräcklig för att ge sensorns maximala och minimala acceleration under förloppet. Det påvisade hur kraftig skakning av gangliet som hade ägt rum.

4.4 Simulering och analys av uppmätt data

Vid de slutgiltiga simuleringarna dokumenterades totalt fyra försök, två med fast förankrad dorsalrotskapsel och två där dorsalrotskapseln släppts efter vid infästningen i intervertebralkanalen.

De uppmätta trycken från simuleringarna var tillräckligt lika de från tidigare grisförsök. Ett exempel ses i figur 23 där grafen över trycket från försök 3 jämförs med en från ett grisförsök, övriga tryckkurvor finns i bilaga B. Det största och minsta trycket som uppmättes i det aktuella försöket var 87,3 mmHg respektive -54,5 mmHg. Det kan jämföras med motsvarande värden från grisförsöken, 85 mmHg samt -70 mmHg, se figur 22. Max- och min-tryck för alla försöken ses i tabell 1.

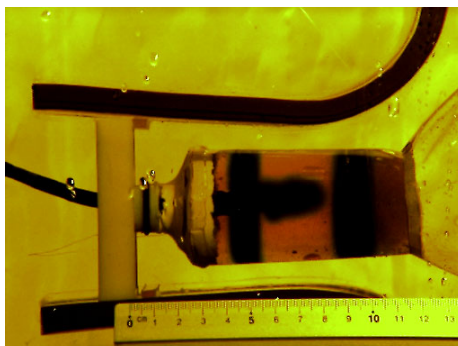


Figur 23: Jämförelse av trycktransienterna från försök tre och grisförsöken [anpassad från 3].

Tabell 1: Max- och min-tryck uppmätta vid de fyra försöken.

	[mmHg]			
Försök	1	2	3	4
Max	74,462	55,764	87,256	109,891
Min	-25,919	-110,046	-54,459	-34,284
Differens	100,381	165,81	141,715	144,175

Vid undertryck förflyttades gangliet i riktning in mot spinalkanalen, höger i figur 24. Fixturen var fast förankrad för rörelse åt höger i alla försöken men i försök tre och fyra hade dorsalrotskapselns infästning i fixturen släppts efter två millimeter. Det möjliggjorde en längre förflyttning åt höger vid dessa fall, se tabell 2. Registreringen av de ingjutna skiktens relativa förflyttning påvisade en deformation i form av att gangliet töjdes ut. Storleken på töjningen berodde på undertryckets magnitud snarare än dorsalrotskapselns infästning, se tabell 2. Den största töjningen uppstod i försök två och var 3,4 procent.



Figur 24: Ganglion vid simulering med ingjutna skikt.

Vid övertryck förflyttades gangliet i riktning ut från spinalkanalen, vänster i figur 24. I försök ett och två var dorsalrotskapseln fast förankrad för rörelse åt vänster. Det gjorde att gangliet trycktes ihop vid övertrycket och utsattes för negativ töjning, maximal töjning var 1.7%. I de övriga försöken var gangliet fritt att röra sig åt vänster vilket resulterade i att det förflyttades längre men deformerades inte. I tabell 2 återges skiktens relativa förflyttning, gangliets totala förflyttning och deformation.

Tabell 2: Hela gangliets förflyttning och deformation i x-led vid de olika försöken.

Försök	Riktning	Förflyttning i x-led [mm]		Relativ rörelse [mm]	Töjning i x-led [%]	Max/min Tryck [mmHg]
		Skikt A	Skikt B			
1	>>	1	1,5	0,5	0,8	-25,919
	<<	-2	-3	-1	-1,7	74,462
2	>>	1	3	2	3,4	-110,046
	<<	-1,5	-2	-0,5	-0,8	55,764
3	>>	2,5	3,5	1	1,7	-54,459
	<<	-5	-5	0	0,0	87,256
4	>>	2	3,5	1,5	2,5	-34,284
	<<	-5,5	-5,5	0	0,0	109,891

Den misslyckade integreringen av accelerometerdatan medförde att registreringen av gangliets inre deformation inte var möjlig. Men från datan kunde den maximala och minimala accelerationen under tryckförloppet erhållas. Accelerometern visade betydligt högre max- och min-värden i försök tre och fyra där gangliet förflyttades en längre sträcka. Filmen bekräftade detta och den största respektive minsta accelerationen uppmättes till $5,9 \frac{m}{s^2}$ och $-4,2 \frac{m}{s^2}$ i försök fyra. Gangliets acceleration i de övriga fallen ses i tabell 4.

Tabell 4: Max- och min-acceleration uppmätta vid de fyra försöken.

	[m/s ²]			
Försök	1	2	3	4
Max	0,71	1,83	2,60	5,90
Min	-0,86	-1,52	-3,79	-4,25

Gangliets töjning i z-led tenderade att vara högre då dorsalrotskapseln var fri att röra sig åt vänster men berodde främst på tryckets magnitud. Den största töjningen som registrerades var 5,9 procent och skedde i försök 4. Se tabell 3 för övriga deformationer.

Tabell 3: Gangliets förflyttning och deformation i z-led vid de olika försöken.

Försök	Töjning i z-led [%]	Max övertryck [mmHg]
1	1	74,462
2	3,4	55,764
3	3,4	87,256
4	5,9	109,891

5 Diskussion

5.1 Efterforskning

Det mest givande med grisdissektionen var möjligheten att undersöka spelet hos dorsalrotskapselnns förankring i intervertebralkanalerna. Det är intressant eftersom det är spelet och elasticiteten i förankringen som möjliggör gangliets förflyttning under trycktransienten då dorsalrotskapseln och dura mater inte töjer sig märkbart. Från dissektionen erhöles en känsla för materialegenskaperna hos dura mater och ganglion. Grisens anatomi och materialegenskaper är dock inte identiska med människans, varför informationen ansågs otillräcklig för att kunna konstruera en mer verklighetstrogen modell.

Intervjun med nervspecialisten Kjell Olmarker, vid Sahlgrenska universitetssjukhuset gav ytterligare förståelse för anatomin. Där föddes även en teori att gangliet kan ta skada om det skakas kraftigt under trycktransienten. På grund av att gangliet är mer elastiskt än dorsalrotskapseln sker vid rörelser av gangliet en större förflyttning av dess centrum än dess yta eftersom gangliet är fastvuxet i dorsalrotskapseln. Det var anledningen till att det var intressant att gjuta in en accelerometer i gangliet. Det bör dock beaktas att Kjells uttalanden kring materialegenskaperna och trycktransientens påverkan under whiplashtraumat var hans personliga uppfattningar. Största framgången med intervjun var att den ledde till möjligheten att medverka vid en dissektion av en människa.

Dissektionen av en mänsklig nacke gav exakta mått av ett riktigt ganglion, vilket var en förutsättning för att kunna skala upp gangliet korrekt. De uppskattade materialegenskaperna hos dura mater och ganglion var enbart personliga uppfattningar utan vetenskaplig grund. Men eftersom ingående forskning beträffande nervsystemets mekaniska egenskaper saknas samt att projektets mål var att konstruera en kvalitativ modell, anses de uppskattade materialegenskaperna vara tillräckligt bra.

5.2 Utvärdering av tidigare arbete

I 2011 års modell var dura matern och dorsalrotskapseln tillverkade i ett material som skrynkade sig. Det försämrade dess transparanta egenskaper och kunde leda till mätfel vid den optiska mätningen. Materialet saknade elasticitet, med ett material som är helt styvt uteblir all töjning av gangliets yta i x-led eftersom det är fastvuxet i dorsalrotskapseln. Vid förra årets simuleringar var gangliet och dura matern löst fästa i modellen vilket medförde att de kunde röra sig relativt fritt i intervertebralkanalerna. Det framstod som att deformationerna snarare uppkom genom att tryckvågen pressade gangliet mot intervertebralkanalens sidor än att trycket på dorsalrotskapseln klämde ihop gangliet. Det ansågs inte realistiskt och undveks genom en riktigare infästning av dorsalrotskapseln. Genom den specialanpassade fixturen förankrades dorsalrotskapseln symmetriskt i spinalkanalens centrum.

5.3 Konstruktion av och simulering med modellen

5.3.1 Dura mater/dorsalrotskapsel

Den uppmätta tjockleken på dura mater var 1 mm vilket innebar att den uppskalade modellen av dura mater borde varit 10 mm tjock då hela modellen skalades upp med en skala 10. Det skall noteras att det var ett prov taget från dura mater kring ryggmärgen. I utskotten där dura mater övergår till dorsalrotskapsel smalnar hinnan av och är betydligt tunnare, dock saknas exakta mått på dorsalrotskapselns tjocklek från dissektionen. Därför ansågs inte den 0.2 mm tjocka plastfilmen vara någon större felkälla vid simuleringarna och av högst betydelse var att plasten inte skrynkade sig.

För att ge dura matern och dorsalrotskapseln en så naturtrogen form som möjligt var det nödvändigt att sammanfoga flera delar av plastfilmen. Skarvarna som uppkom efter sammanfogningen och tätningen av dem bidrog till att dura mater och dorsalrotskapsel styvnade. Det kan ha minskat töjningen av dorsalrotskapseln vid simuleringarna och på så sätt töjningen av hela gangliet. Det är även av vikt att beakta att detta förstärker den inre deformationen av gangliet. Fördelarna med en dura mater och en dorsalrotskapsel som hade så naturtrogen geometri som möjligt ansågs ändå väga upp de nackdelarna som de något styvare materialegenskaperna gav.

Materialet i årets dura mater och dorsalrotskapsel hade en viss elasticitet, men inte riktigt som hos motsvarande verkliga komponenter. Det sågs inte som någon stor felkälla eftersom att den klämmande och skjuvande skademekanismen inte påverkas märkbart av materialens elasticitet. Därmed är det av betydande vikt att lyckas mäta förflyttningen av gangliets centrum eftersom det är en förutsättning för att registrera gangliets inre deformation och på så sätt verifiera skaketeorin som uppstod hos intervjun med Kjell Olmarker.

5.3.2 Ganglion

Materialet i gangliet kan enligt kapitel 2.2 likställas med ryggmärgen. Ryggmärgens materialegenskaper upplevdes anisotropa vid dissektionen. Det bedömdes svårt att tillverka gangliet i ett sådant material, vilket gjorde att det approximerades med gelatin som är ett material med liknande egenskaper men isotropt. Den beräknade elasticitetsmodulen från dragprovet av gelatin var 0,05 MPa, det vill säga en faktor tio mindre än vad som har uppmätts på ryggmärg av forskare inom biomekanik [5]. Trots gelatinets avsevärt lägre elasticitetsmodul ansågs det ändå vara ett lämpligt materialval eftersom ryggmärgen elasticitetsmodul var uppmätt i den styvaste riktningen, i z-led se figur 20. Därmed ansågs gelatinet approximera gangliets materialegenskaper bra.

Utformningen av gangliet grundades på dissektionen av människonacken där ett helt ganglion med omslutande kapsel opererades ut, vilket gav exakta dimensioner av komponenterna. Det var sedan konstruktionen av dorsalrotskapseln som avgränsade hur anatomiskt likt gangliet kunde utformas eftersom denna fungerade som en gjutform för gangliet.

5.3.3 Infästning

Det finns en stor osäkerhet i hur mycket dorsalrotskapseln och dura matern ger med sig vid drag in mot spinalkanalen. Under efterforskningen samtyckte Kjell Olmarker att de hade möjlighet att röra sig och det upplevdes även av gruppen vid dissektionen av grisnacken. Men något kvantitativt mått på med hur mycket förankringen av dorsalrotskapseln i intervertebralkanalerna gav efter erhöles inte. Genom att simuleringarna utfördes med både en lossad och en helt fast förankrad dorsalrotskapsel gavs en indikation på hur mycket glappet spelade roll för gangliets förflyttning och deformation. Försöken visade att det var en betydlig skillnad hos förflyttningen av gangliet mellan de olika försöken men deformationen av det skiljde sig inte märkvärt, den påverkades till största del av magnituden i trycktransienten. Det innebär att dorsalrotskapseln med innehållande ganglion får en högre acceleration och längre förflyttning med ett större glapp vid förankringen av dorsalrotskapseln. Enligt skakteorin som föddes under intervjun med Kjell skulle ett ganglion med högre acceleration ge större skada genom kraftigare skakning. Och enligt hypotesen forskarna vid Chalmers tekniska högskola arbetar utefter skulle ett ganglion med högre acceleration ge större inre deformationer. Däremot påverkar den lösare förankringen inte deformationen av gangliets yta.

5.3.4 Mätutrustning

Av de undersökta mätmetoderna var det endast trådtöjningsgivaren och accelerometern som klarade av att mäta deformation av gangliets centrum. Trådtöjningsgivaren klarar bara av att mäta väldigt små deformationer och uteslöts tidigt i projektet. Accelerometern visade sig därmed vara det ända alternativet trots sin omständliga process för att omvandla accelerometerdata till förflyttningar. Accelerometerns placering i gangliet är betydelsefull då den kan påverka datan och ge följdfel vid integrering. Accelerometern måste ligga parallellt med koordinatsystemet för att säkerställa att den uppmätta accelerationen i x-led verkligen äger rum i x-led. Annars kommer den uppmätta förflyttningen vara en komponent av förflyttningen i x- och y-led.

Accelerometern påverkas hela tiden av gravitationen och måste därmed ligga helt plant i gangliet för att undgå att gravitationen påverkar mätdata. Sensorn är liten i förhållande till storleken på gangliet och påverkar inte gangliets materiella egenskaper. Dock tillkommer kablage till sensorn som av praktiska skäl leds genom gangliet vilket påverkar styvheten i gangliet något.

Den dokumenterade deformationen är en relativ förflyttning mellan två punkter i gangliets ändar. Det innebär att inga resultat på deformation av gangliet i specifika delar finns, utan att det endast är en uppskattning av hela gangliets deformation. De olika skiktens och ytans förflyttningar registrerades manuellt på stillbilder från höghastighetskameran och det finns därmed en mänsklig faktor vid dokumentationen.

5.4 Analys av resultat från simuleringen

För att ge resultaten från simuleringarna relevans måste de ställas i perspektiv till verkligheten. Ganglionmodellen deformades som mest 3,4 % i x-led och 5,9 % i z-led. Eftersom ganglionmodellen är homogent uppskalad utsätts ett verkligt ganglion för samma procentuella töjning. Den högsta accelerationen som ganglionmodellen utsattes för motsvarade halva jordens gravitation, det vill säga cirka 0,5g. Det råder i dagsläget osäkerhet kring huruvida dessa faktorer ger upphov till skada i form av deformerade cellmembran i ett verkligt ganglion. Därmed är det inte möjligt att avgöra om de uppmätta deformationerna kan leda till whiplashrelaterade symptom.

5.5 Felkällor

Det finns felkällor i både modellen och vid försöken som ännu inte diskuterats. De behöver beaktas för att ytterligare tolka omkonstruktionen av modellen och resultaten från simuleringen.

Modellen som konstruerades 2011 baserades på uppskalade bilder av spinalkanalerna, då exakta mått på den saknades. Dimensioner i modellen anpassades efter vilka material som fanns tillgängliga, exempelvis är spinalkanalerna anpassade efter kolvens rör som är av standarddimension. Sättet som modellen simulerar whiplashförloppet på är ingen exakt reproduktion. I

modellen görs ingen skillnad mellan blod och spinalvätska utan vatten utgör båda vätskorna. Vattnets uppgift är att reproducera tryckförhållandena i spinalkanalerna snarare än blodets och spinalvätskans flöden.

Felkällorna ovan fördes vidare till årets modell eftersom modellens förmåga att reproducera trycktransienten ansågs tillräcklig och endast dura mater, dorsalrotskapsel och ganglion konstruerades om.

5.6 Vidareutveckling

Modellens trovärdighet kan förbättras ytterligare genom att göra en noggrann utredning kring strömningsförhållandena i modellen. Det bör då undersökas huruvida det egentligen är möjligt att skala upp gangliet och utsätta det för samma trycktransient som ett verkligt ganglion utsätts för under ett whiplashtrauma.

Integreringen av accelerationsdatans största felkälla var accelerometers lågt inställda samplingshastighet. Vid högre samplingshastighet ökade signalens brus, vilket medförde stora integreringsfel. Genom att använda ett adaptivt filter som kompenserar för bruset i signalen kan integreringen förbättras. En bättre och dyrare accelerometer kan vara nödvändig för att öka samplingshastigheten om inte filtret är effektivt nog. Det är även önskvärt att använda en accelerometer som påverkar gangliets materialegenskaper så lite som möjligt. Genom att använda en trådlös sensor försvinner det styva kablaget.

Egenskaperna hos dura mater och dorsalrotskapsel kan förbättras genom att komponenten tillverkas utan skarvar. Det kan exempelvis göras genom att den formsprutas i ett stycke.

Det råder fortsatt osäkerhet kring materialegenskaperna hos både dura mater och ganglion då de endast har uppskattats subjektivt. Dimensioner har inte kartlagts på spinalkanalens alla delar. Genom ytterligare utredning kan en ännu mer anatomiskt korrekt modell konstrueras.

5.7 Källkritik

Det bör beaktas att flera av de källor som använts under projektets gång för att förstå teorin och ta beslut påminner om varandra. De har även i vissa fall refererat till varandra. Vissa delar av arbetet refererar till personliga åsikter och erfarenheter vilket bör tas hänsyn till.

6 Slutsats

Den utförliga efterforskningen i projektet var en stor framgång och ansågs vara ett tillförlitligt underlag för antaganden och beslut tagna under utvecklingen av modellen. Tack vare den utökade informationen kring gangliets anatomi resulterade utvecklingen i en modell med ett mer naturtroget ganglion än vid 2011 års modell. Modellens mer verklighetstroga anatomi gav simuleringarna större pålitlighet än vid 2011 års arbete. Resultaten från simuleringarna med modellen påvisade att gangliet deformerades av trycktransienten. Det stödjer teorin kring att trycktransienter kan påverka dorsalrotsganglierna så att whiplashsymptom uppstår.

Källförteckning

- [1] Vårdguiden. Whiplash, 2012-01-23. Tillgänglig:
<http://www.vardguiden.se/Sjukdomar-och-rad/Omraden/Sjukdomar-och-besvar/Whiplash/>. 2012-02-02.
- [2] Svensson M.Y. 2012. Professor SAFER-Vehicle and Traffic Safety Centre, Vehicle Safety Division, Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology.
- [3] Svensson M.Y. *Sites and biomechanical causes of injuries, test methods and preventive measures*. Department of Injury Prevention CTH, Bibliotekets Reproservice, 1993.
- [4] Lännergren J, et al. Fysiologi. Studentlitteratur AB Polen, 2007.
- [5] Bilston L, Thibault L. *Mechanical Properties of the Human Cervical Spinal Cord*, *Annals of Biomedical Engineering*: Dep. of Mechanical and Mechatronic Engineering, Univ. of Sydney, Australia and Dep. of bioengineering, Uni. of Pennsylvania, Philadelphia, PA. 1996; Vol. 24: 67-74.
- [6] Herbrandson C. *Spinal cord and spinal nerves*. 1999. Tillgänglig:
<http://academic.kellogg.edu>. 2011-05-10.
- [7] Marieb Elaine N. *Human anatomy and physiology 4th edition*, The Benjamin/Cummings Publishing Company Inc. 1998.
- [8] Davidsson J, et al. *Neck injuries in car collisions – a review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy*. Accident Analysis & Prevention 32, Pergamon. 2000.
- [9] Berthold C-H. *Ganglion*, 2012-03-21. Tillgänglig:
http://cns.sahlgrenska.gu.se/goude/nsd/structure_103. 2012-04-03.
- [10] Hansson P. *Nociceptiv och neurogen smärta*. Second. Pharmacia , Upjohn Sverige AB. 1998.
- [11] Svensson M.Y, Aldman B, et al. *A theoretical model for and a pilot study regarding transient pressure changes in the spinal canal under whiplash motion*. Chalmers tekniska högskola, Östra sjukhuset - Institutionen för kirurgi, 1989.
- [12] Andersson J, et al. *Fysisk modell av människans spinalkanal för demonstration av skademekaniken vid whiplash-skador*. Chalmers tekniska högskola, Institutionen för Tillämpad Mekanik, 2011.
- [13] Elgered, G. Professor vid Rymd- och geovetenskap, Chalmers Tekniska Högskola. 2012.

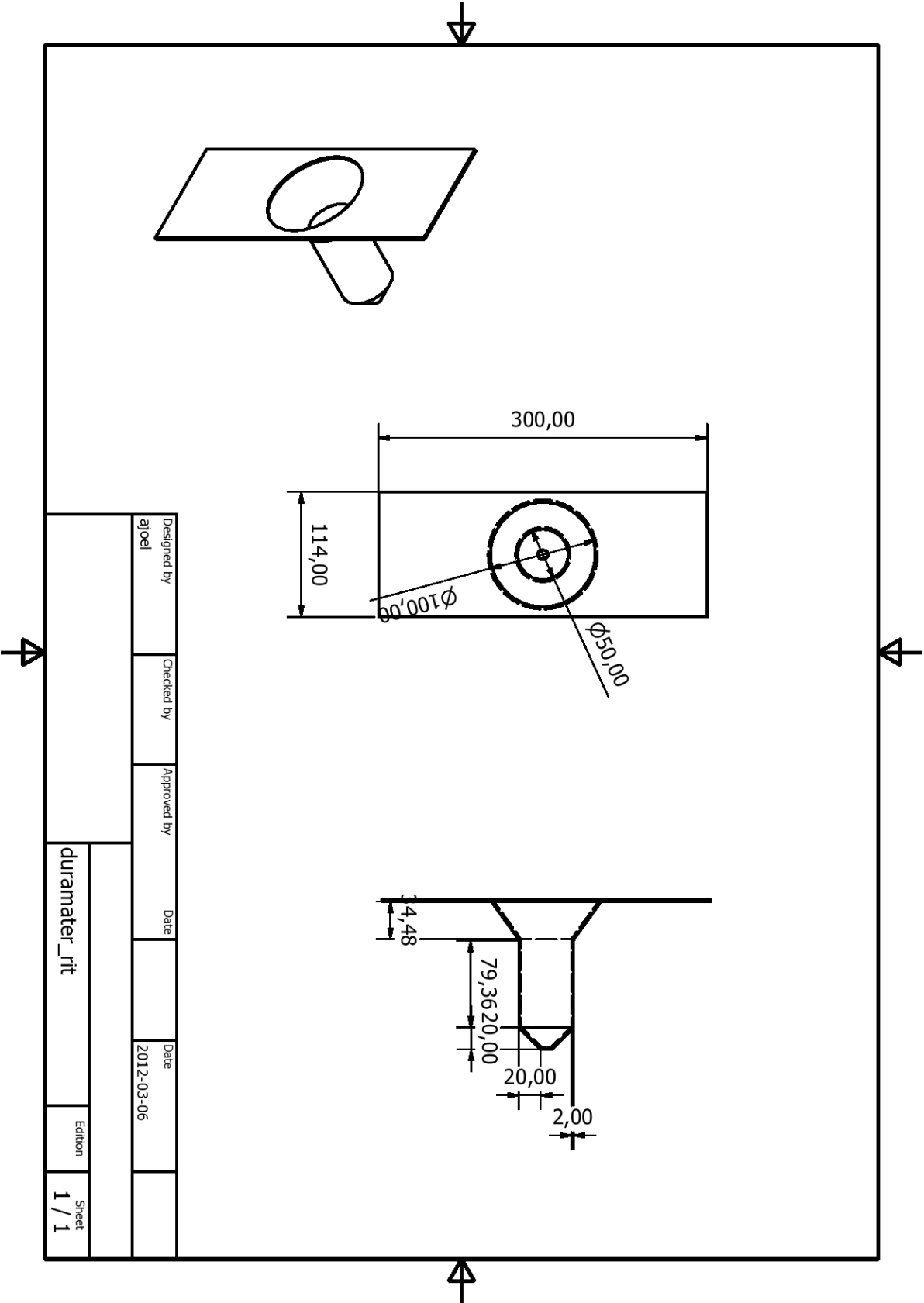
[14] Wikipedia. *Ultraljud*, 2012-03-10. Tillgänglig: <http://sv.wikipedia.org/wiki/Ultraljud>. 2012-03-12.

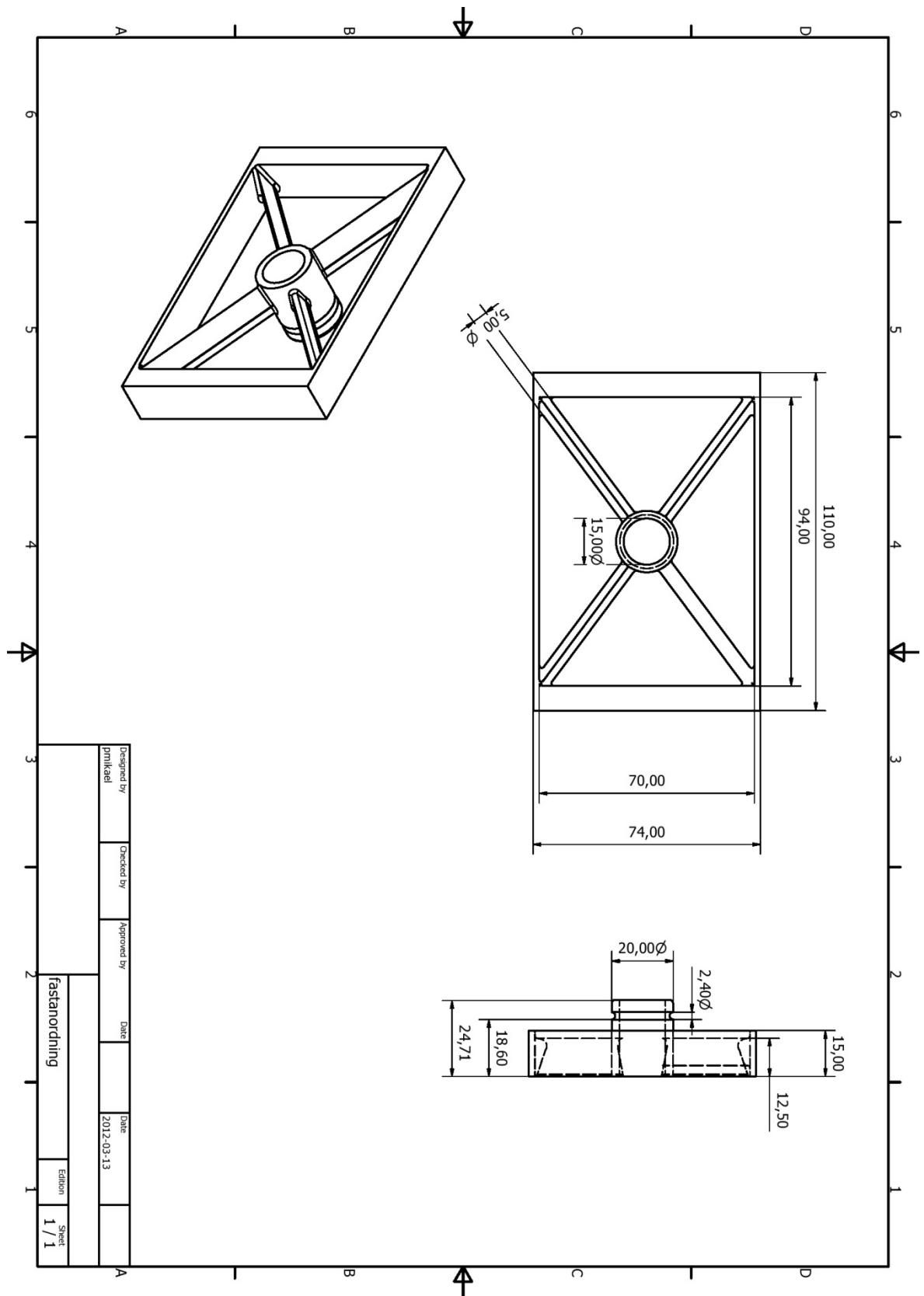
[15] Wikipedia. *Sonografi*, 2012-02-21. Tillgänglig: <http://sv.wikipedia.org/wiki/Sonografi>. 2012-03-13.

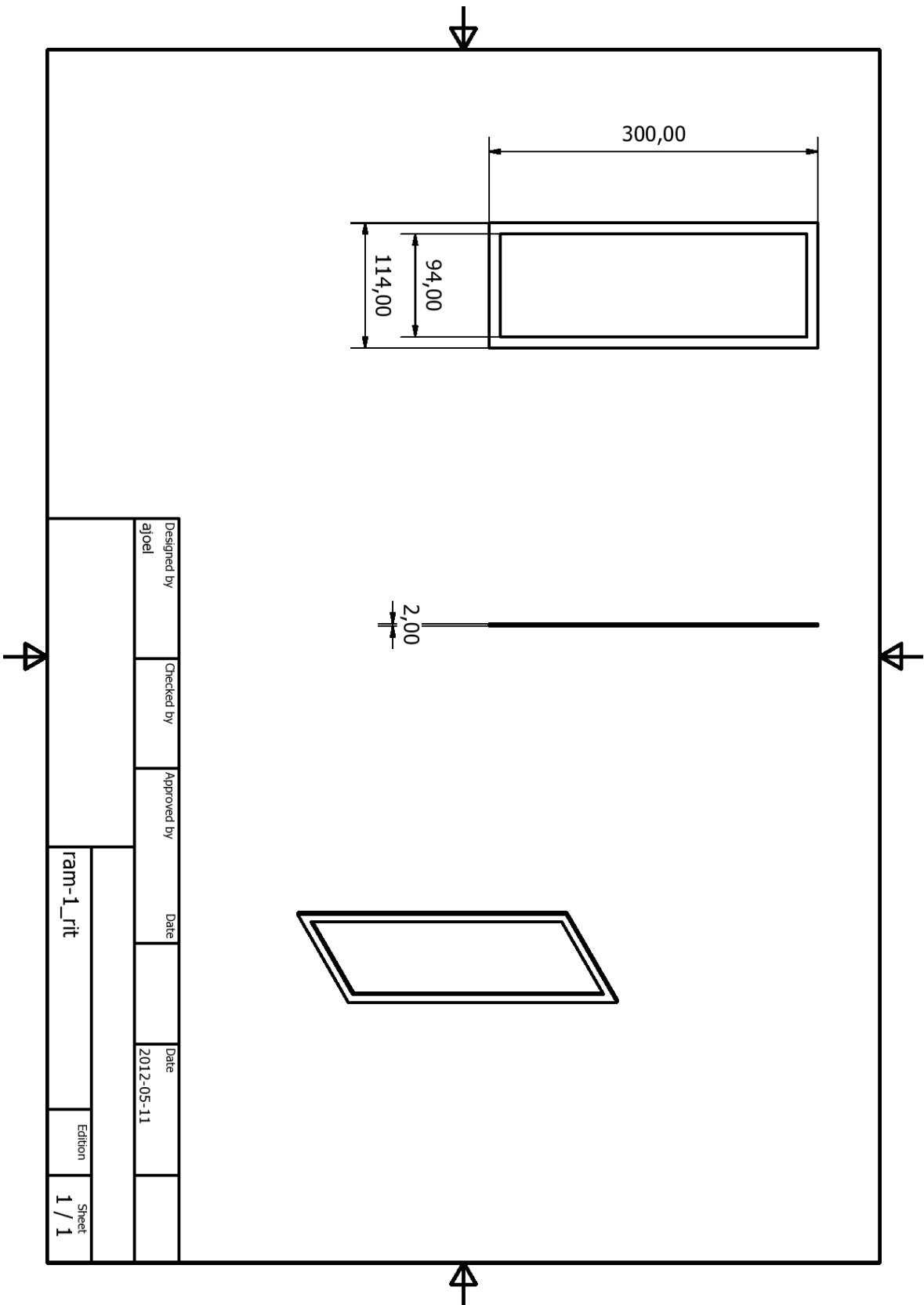
[16] Cascade. *Aramis*, 2012. Tillgänglig: <http://www.cascade.fi/optisk-matteknik/produkter/matsystem/aramis>. 2012-03-08.

Appendix:

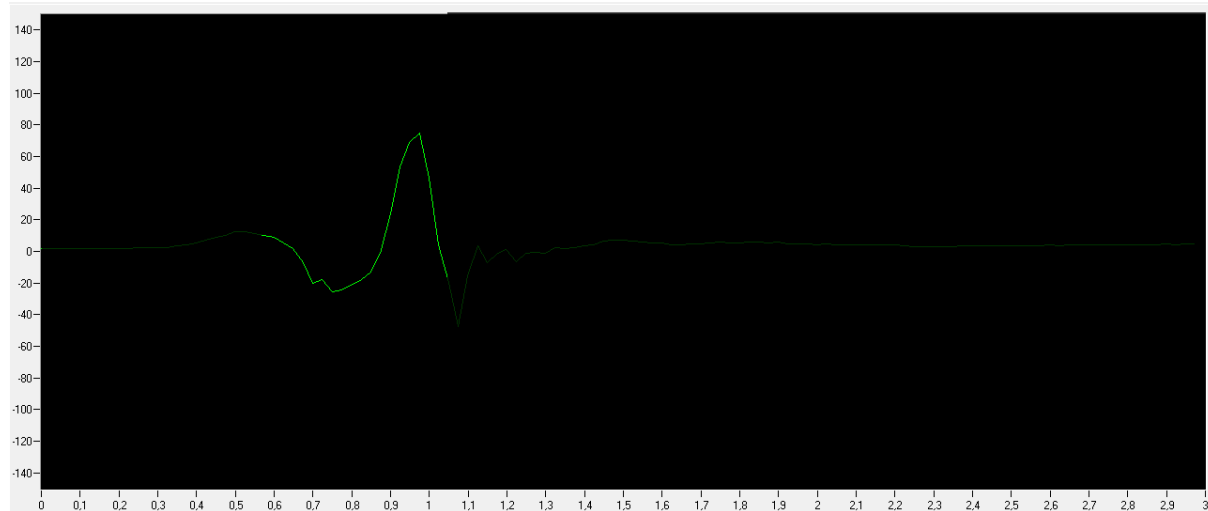
A Måttatta CAD-ritningar



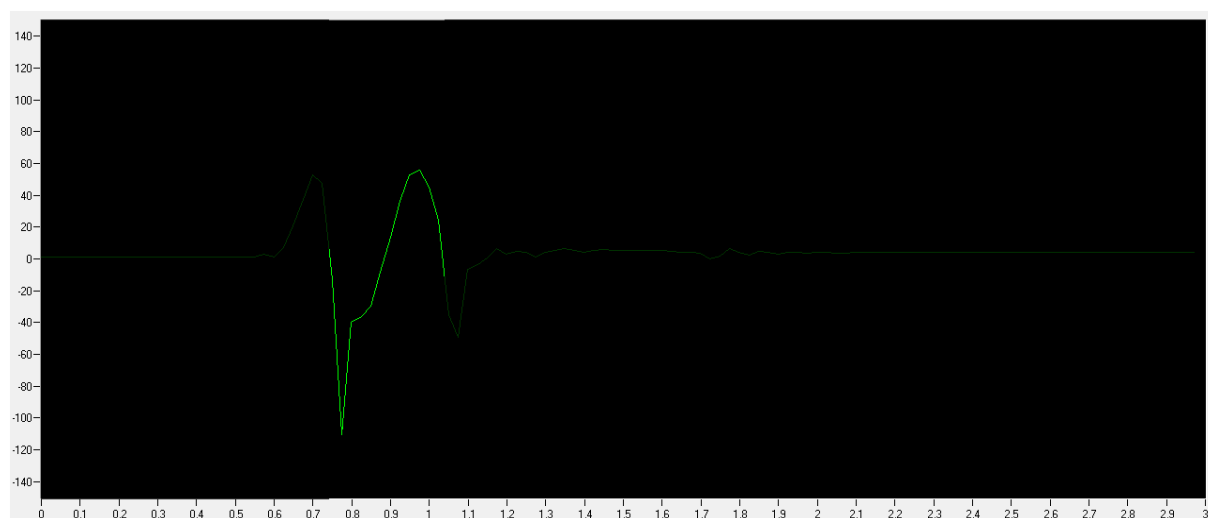




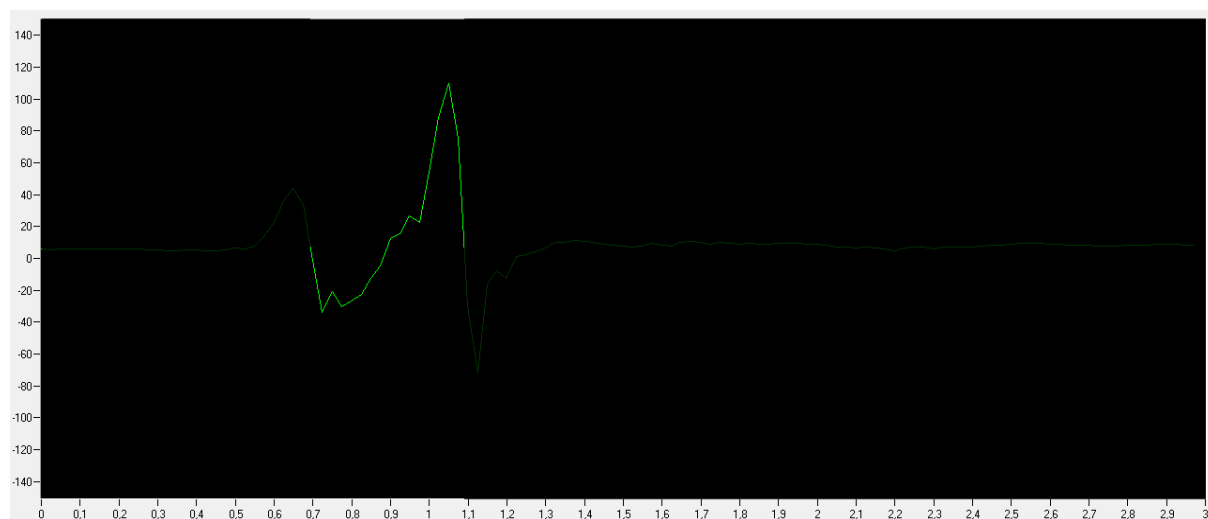
B Trycktransienter från simuleringen



Trycktransient från försök 1.



Trycktransient från försök 2.



Trycktransient från försök 4.

C Arduinokod

BMA180-SPI.ino

Kommunicerar med BMA180 via SPI, skickar accelerationsdatan till seriellporten.

```
#include <SPI.h>

#define ee_w_MASK      0x10
#define mode_config_MASK 0x03
#define bw_MASK        0xF0
#define range_MASK     0x0E
#define lat_int_MASK   0x01
#define lat_int        0x01
#define STARTone       PORTB &= ~0x02
#define STOPone        PORTB |= 0x02
#define STARTtwo       PORTD &= ~0x04
#define STOPtwo        PORTD |= 0x04
#define READ           0x80
#define CSBone         9 //Slave select 1
#define CSBtwo         2 //Slave select 2

int x,y,z,temp;
int RANGE = 0x04; //sätter accelerationsintervallet enl. s.28 i databladet
int BANDW = 0x00; //sätter samplingshastighet enl. s.18 i databladet
int Trigger = A5;  //Analog port där triggersignalen avläses
int trigga = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(CSBone, OUTPUT);
  pinMode(CSBtwo, OUTPUT);
  pinMode(Trigger, INPUT);
  digitalWrite(10,HIGH);
  SPI.begin();
  SPI.setDataMode(SPI_MODE3);
}

void loop()
{
  trigga = analogRead(Trigger);

  if(trigga < 500){
    //digitalWrite(2,HIGH);
    initializeBMA180one();
    readAccelone();
    printAccel();
    digitalWrite(9,HIGH);
  }
}
```

```

//delay(10);
//initializeBMA180two();
//readAcceltwo();
//printAccel();
//Serial.println(temp,DEC);
delay(10);
}
else{
  Serial.println(0);
  delay(15);
}
}

```

```

void readAccelone()
{
  STARTone;
  SPI.transfer(0x02|READ);
  x = SPI.transfer(0xFF);
  x |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  x >>= 2;
  y = SPI.transfer(0xFF);
  y |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  y >>= 2;
  z = SPI.transfer(0xFF);
  z |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  z >>= 2;
  temp = SPI.transfer(0xFF);
  STOPone;
}

```

```

void readAcceltwo()
{
  STARTtwo;
  SPI.transfer(0x02|READ);
  x = SPI.transfer(0xFF);
  x |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  x >>= 2;
  y = SPI.transfer(0xFF);
  y |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  y >>= 2;
  z = SPI.transfer(0xFF);
  z |= SPI.transfer(0xFF) << 8;
  z >>= 2;
  temp = SPI.transfer(0xFF);
  STOPtwo;
}

```

```

void printAccel()
{

```

```

//Serial.print(" ");
Serial.println(x,DEC);
//Serial.print(" ");
Serial.println(y,DEC);
//Serial.print(" ");
Serial.println(z,DEC);
}

byte initializeBMA180one()
{
  /*Sätter EEPROM till write så konfiguration kan ändras*/
  delay(1);
  STARTone;
  SPI.transfer(0x0D|READ);
  byte ee_w = SPI.transfer(0xFF);
  STOPone;
  delay(1);
  STARTone;
  ee_w |= ee_w_MASK;
  SPI.transfer(0x0D);
  SPI.transfer(ee_w);
  STOPone;
  delay(1);

  //Stänger av I2C

  STARTone;
  SPI.transfer(0x27|READ);
  byte dis_I2C = SPI.transfer(0xFF);
  dis_I2C |= 0x01;
  STOPone;
  delay(1);
  STARTone;
  SPI.transfer(0x27);
  SPI.transfer(dis_I2C);
  STOPone;
  delay(1);

  /*Sätter konfigurationsregister till 00*/

  STARTone;
  SPI.transfer(0x30|READ);
  byte mode_config = SPI.transfer(0xFF);
  mode_config &= ~(mode_config_MASK);
  STOPone;
  delay(1);
  STARTone;
  SPI.transfer(0x30);
  SPI.transfer(mode_config);

```

```

STOPone;
delay(1);

/*Sätter bandbredd enligt BANDW*/

STARTone;
SPI.transfer(0x20|READ);
byte bw = SPI.transfer(0xFF);
bw &= ~(bw_MASK);
bw |= BANDW<< 4;
STOPone;
delay(1);
STARTone;
SPI.transfer(0x20);
SPI.transfer(bw);
STOPone;
delay(1);

/*Sätter mätområde enligt RANGE*/

STARTone;
SPI.transfer(0x35|READ);
byte range = SPI.transfer(0xFF);
range &= ~(range_MASK);
range |= (RANGE << 1);
STOPone;
delay(1);
STARTone;
SPI.transfer(0x35);
SPI.transfer(range);
STOPone;
delay(1);

/*Sätt interrupt läge till non latching*/

STARTone;
SPI.transfer(0x21|READ);
byte latch_int = SPI.transfer(0xFF);
latch_int &= ~(0x01);
STOPone;
delay(1);
STARTone;
SPI.transfer(0x21);
SPI.transfer(latch_int);
STOPone;
delay(1);

/*Sätter interruptläge till New data*/

```



```

STARTone;
SPI.transfer(0x21|READ);
byte int_type = SPI.transfer(0xFF);
int_type |= 0x02;
STOPone;
delay(1);
STARTone;
SPI.transfer(0x21);
SPI.transfer(int_type);
STOPone;
delay(1);
return(0);
}

byte initializeBMA180two()
{
  /*Sätter EEPROM till write så konfiguration kan ändras */
  delay(1);
  STARTtwo;
  SPI.transfer(0x0D|READ);
  byte ee_w = SPI.transfer(0xFF);
  STOPtwo;
  delay(1);
  STARTtwo;
  ee_w |= ee_w_MASK;
  SPI.transfer(0x0D);
  SPI.transfer(ee_w);
  STOPtwo;
  delay(1);

  // stänger av I2C

  STARTtwo;
  SPI.transfer(0x27|READ);
  byte dis_I2C = SPI.transfer(0xFF);
  dis_I2C |= 0x01;
  STOPtwo;
  delay(1);
  STARTtwo;
  SPI.transfer(0x27);
  SPI.transfer(dis_I2C);
  STOPtwo;
  delay(1);

  /* Sätter konfigurationsregister till 00 */

  STARTtwo;
  SPI.transfer(0x30|READ);
  byte mode_config = SPI.transfer(0xFF);

```

```

mode_config &= ~(mode_config_MASK);
STOPtwo;
delay(1);
STARTtwo;
SPI.transfer(0x30);
SPI.transfer(mode_config);
STOPtwo;
delay(1);

```

```

/*Sätter bandbredd enligt BANDW*/

```

```

STARTtwo;
SPI.transfer(0x20|READ);
byte bw = SPI.transfer(0xFF);
bw &= ~(bw_MASK);
bw |= BANDW << 4;
STOPtwo;
delay(1);
STARTtwo;
SPI.transfer(0x20);
SPI.transfer(bw);
STOPtwo;
delay(1);

```

```

/*Sätter mätområde enligt RANGE/

```

```

STARTtwo;
SPI.transfer(0x35|READ);
byte range = SPI.transfer(0xFF);
range &= ~(range_MASK);
range |= (RANGE << 1);
STOPtwo;
delay(1);
STARTtwo;
SPI.transfer(0x35);
SPI.transfer(range);
STOPtwo;
delay(1);

```

```

/*Sätt interrupt läge till non latching*/

```

```

STARTtwo;
SPI.transfer(0x21|READ);
byte latch_int = SPI.transfer(0xFF);
latch_int &= ~(0x01);
STOPtwo;
delay(1);
STARTtwo;
SPI.transfer(0x21);

```

```

SPL.transfer(latch_int);
STOPtwo;
delay(1);

/*Sätter interrupttyp till new data*/

STARTtwo;
SPL.transfer(0x21|READ);
byte int_type = SPL.transfer(0xFF);
int_type |= 0x02;
STOPtwo;
delay(1);
STARTtwo;
SPL.transfer(0x21);
SPL.transfer(int_type);
STOPtwo;
delay(1);
return(0);
}

```

Init.m

Initierar seriellporten.

%Denna fil behöver köras en gång innan mätning.

```
s = serial('com3','BAUD',115200);
```

```
%s = serial('/dev/cu.usbmodemfa131','BAUD',115200);
```

Com.m

Hämtar data från accelerometer och sparar den i textfil.

```
close all
```

```
%Kör init.m en gång innan com.m körs!
```

```
t2 = linspace(0,3,100);
```

```
%Bestämmer antalet sampel
```

```
sample = 100;
```

```
%Upplösning för valt mätområde
```

```
res = 2048;
```

```
g = 9.82;
```

```
%f är vald samplingshastighet (Hz)
```

```
f = 100;
```

```
t = 1/f;
```

```
tiden = t*sample;
```

```
%skapar w, vinkelfrekvens
```

```
w = f*2*pi;
```

```
%skapar räknarvariabler
```

```
i = 1;
```

```
j = 1;
```

```
k = 1;
```

```

%initierar vektorerna för datainsamling
x1 = zeros(1,sample);
y1 = zeros(1,sample);
z1 = zeros(1,sample);
x2 = zeros(1,sample);
y2 = zeros(1,sample);
z2 = zeros(1,sample);

disp('Redo att mäta. Tryck Enter för att fortsätta')
pause

fopen(s)

%här läses valt sampelantal, fgetl(s) hämtar en rad från seriellporten
for i=1:sample

    x1(i) = str2double(fgetl(s));
    y1(i) = str2double(fgetl(s));
    z1(i) = str2double(fgetl(s));
    % x2(i) = str2double(fgetl(s));
    % y2(i) = str2double(fgetl(s));
    % z2(i) = str2double(fgetl(s));
    i;
end

fclose(s);

disp('Mätning klar. Tryck Enter för att fortsätta.')
pause

%omvandlar acc-datan till acc. i m/s^s
xAcc1 = ((x1/res)*g);
yAcc1 = ((y1/res)*g);
zAcc1 = ((z1/res)*g);
% xAcc2 = (x2/res)*g;
% yAcc2 = (y2/res)*g;
% zAcc2 = (z2/res)*g;

% disp('')
% fscanf

fid = fopen('20120426-6.txt', 'w');
fprintf(fid, '%u\n', f, '', xAcc1, '', yAcc1, '', zAcc1);
fclose(fid);

%plottar resultat
plot(t2,xAcc1,'b')
hold on
plot(t2,yAcc1,'r')
hold on
plot(t2,zAcc1,'g')
title('Acceleration från sensor 1 (m/s^2)')
axis([0 t*sample -12 12])

```

D MATLAB-kod

Init.m

Initierar seriellporten.

%Denna fil behöver köras en gång innan mätning.

```
s = serial('com3','BAUD',115200);
```

```
%s = serial('/dev/cu.usbmodemfa131','BAUD',115200);
```

Com.m

Hämtar data från accelerometer och sparar den i textfil.

```
close all
```

```
%Kör init.m en gång innan com.m körs!
```

```
t2 = linspace(0,3,100);
```

```
%Bestämmer antalet sampel
```

```
sample = 100;
```

```
%Upplösning för valt mätområde
```

```
res = 2048;
```

```
g = 9.82;
```

```
%f är vald samplingshastighet (Hz)
```

```
f = 100;
```

```
t = 1/f;
```

```
tiden = t*sample;
```

```
%skapar w, vinkelfrekvens
```

```
w = f*2*pi;
```

```
%skapar räknarvariabler
```

```
i = 1;
```

```
j = 1;
```

```
k = 1;
```

```
%initierar vektorerna för datainsamling
```

```
x1 = zeros(1,sample);
```

```
y1 = zeros(1,sample);
```

```
z1 = zeros(1,sample);
```

```
x2 = zeros(1,sample);
```

```
y2 = zeros(1,sample);
```

```
z2 = zeros(1,sample);
```

```
disp('Redo att mäta. Tryck Enter för att fortsätta')
```

```
pause
```

```
fopen(s)
```

```
%här läses valt sampelantal, fgetl(s) hämtar en rad från seriellporten
```

```
for i=1:sample
```

```
x1(i) = str2double(fgetl(s));
```

```
y1(i) = str2double(fgetl(s));
```

```
z1(i) = str2double(fgetl(s));
```

```
% x2(i) = str2double(fgetl(s));
```

```

% y2(i) = str2double(fgetl(s));
% z2(i) = str2double(fgetl(s));
i;
end

fclose(s);

disp('Mätning klar. Tryck Enter för att fortsätta.')
pause

%omvandlar acc-datan till acc. i m/s^s
xAcc1 = ((x1/res)*g);
yAcc1 = ((y1/res)*g);
zAcc1 = ((z1/res)*g);
% xAcc2 = (x2/res)*g;
% yAcc2 = (y2/res)*g;
% zAcc2 = (z2/res)*g;

% disp('')
% fscanf

fid = fopen('20120426-6.txt', 'w');
fprintf(fid, '%u\n', f, ' ', xAcc1, ' ', yAcc1, ' ', zAcc1);
fclose(fid);

%plottar resultat
plot(t2,xAcc1,'b')
hold on
plot(t2,yAcc1,'r')
hold on
plot(t2,zAcc1,'g')
title('Acceleration från sensor 1 (m/s^2)')
axis([0 t*sample -12 12])

```

E Inställningar Datauppsamlare

Inställningar för datauppsamlaren både för trycksensorerna och Manual Trigger Box, GMH.

Brick Setup. S/N: 74, Name: Tryck, Template: Whiplash

Data Acquisition Mode: ☐ High Speed ☒ Low Speed

Trigger Mode: ☒ Single Event ☐ Multiple Event ☐ Level Sensitive

Triggered: ☒ Open ☐ Closed

Primary Sample Rate (P): 40.0000 Samples/Sec

Secondary Sample Rate 1 (S1): 40.0000 Samples/Sec

Secondary Sample Rate 2 (S2): 40.0000 Samples/Sec

Anti-Aliasing Corner Frequency: 2457.6000 Hz

☒ Transducer Excitation On

Analog Channels 1-4

Excitation: ☐ 10V ☒ 5V

	Name	Units	Rate	
☐ Ch1:			P	Edit 1
☐ Ch2:			P	Edit 2
☒ Ch3:	CTC35F-1	mmHg	P	Edit 3
☐ Ch4:			P	Edit 4

Counters:

☐ A1:			P	Edit
☐ A2:			P	Edit

Analog Channels 5-8

Excitation: ☐ 10V ☒ 5V

	Name	Units	Rate	
☐ Ch5:			P	Edit 5
☐ Ch6:			P	Edit 6
☒ Ch7:	CTC35F-2	mmHg	P	Edit 7
☐ Ch8:			P	Edit 8

Counters:

☐ B1:			P	Edit
☐ B2:			P	Edit

☐ Fill Memory Data Set Size: 2 Memory Usage: 0.04 %

Test Duration: 120 Data Sets 3.00 Seconds

Pre-Trigger: 0 Data Sets 0.00 Seconds

Maximum Trigger Events: 1 / 255

Print Save Template Load Template Default Cancel Done

Inställningar för datauppsamlaren Data Brick, GMH.

Edit Analog Channel:3

Sensor:

Serial Number: 100320-1

Cal Constant: 40000 mmHg/volt

Sensor Output Offset: 0 mmHg

Sensor Output

+ Full Scale: 300 mmHg

- Full Scale: 300 mmHg

Channel

Name: CTC35F-1

Units: mmHg

Sample Rate: P

Gain: 100

Channel Offset: Manual

Fixed Offset: 0 Volts

Rest Value: -252.5 mmHg

Channel Range

+ Full Scale: 1000.000000 mmHg

- Full Scale: -1000.000000 mmHg

Minimum Resolution: 0.9765625 mmHg

OK Cancel

Sensors inställningar i datauppsamlaren Data Brick, GMH.

F Gelatinrecept

2 tsk Gelatin
2 msk vatten
1 msk Glycerol
2 tsk Sirap