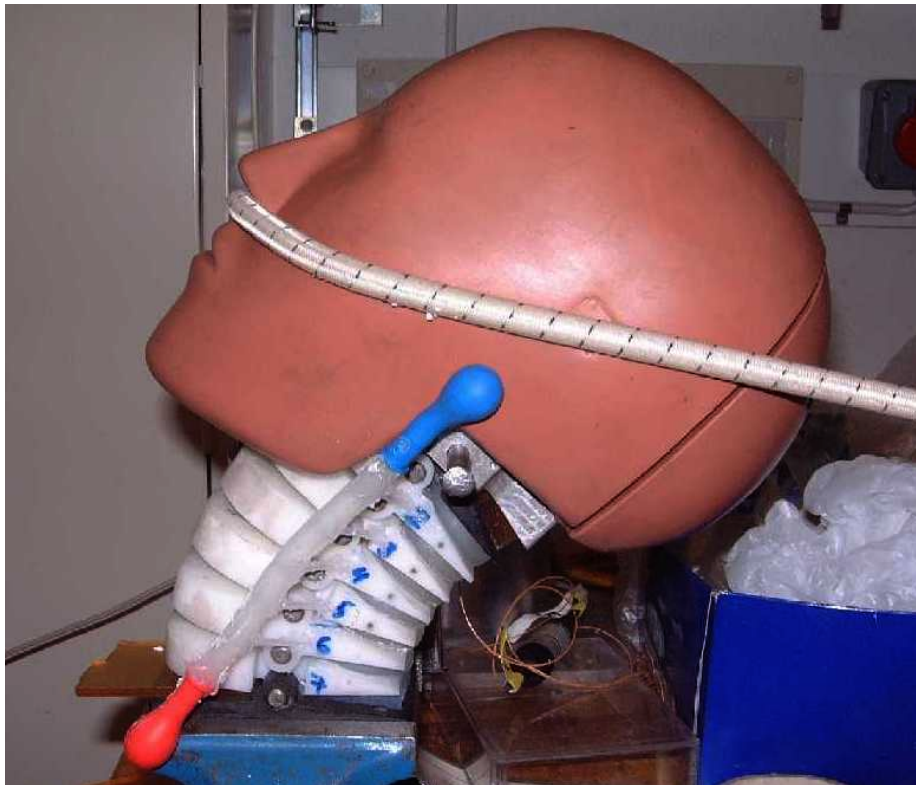


# Ryggradskanal till Mekanisk Nacke



Av:  
Linda Olofsson  
Ingemar Persson

Examensarbete, 10 p  
Teknisk Biologi-Biomekanik  
Halmstad 2001-06-11



# Ryggradskanal till Mekanisk Nacke

Av

**Linda Olofsson**  
&  
**Ingemar Persson**

Examensarbete vid programmet Teknisk Biologi, 10 p

Handledare Högskolan Halmstad: Evastina Björk

Handledare Chalmers Tekniska Högskola: Mats Y. Svensson

Uppdragsgivare: Chalmers Tekniska Högskola

Sektionen för Ekonomi och Teknik

Högskolan i Halmstad

2001-06-11

## **Abstract**

The project has been made in cooperation with Chalmers University of Technology. We work of a hypothesis, which is made of Docent Mats Y Svensson in his thesis.

The charge has been to develop a spinal cord for a mechanical neck, and to simulate the flow of blood during a whiplash.

A literature search was done followed by brainstorming, which resulted in a lot of ideas, and a final prototype. The prototype is made as true to real life, to imitate the human anatomic. The prototype has been tested in a whiplash at Chalmers

The project has resulted in a prototype. The test result could be compared to a test which has been done to carcass. The test showed similarly tendency, which were desirable to see.

## **Keywords**

Spine, spinal cord, whiplash, whiplash associated disorders

## Sammanfattning

Examensarbetet Ryggradskanal till Mekanisk Nacke har utförts i samarbete med Chalmers Tekniska Högskola vid avdelningen för Teknisk Trafiksäkerhet. Uppdragsgivare var docent Mats Y. Svensson.

Whiplashskador i trafiken är ett stort och ökande problem, varje år sker i Sverige 16 000 bilolyckor som leder till whiplashskador. Skademekanismen är till stor del fortfarande okänd och det förekommer olika hypoteser om vad som orsakar skadesymptomen. Vårt arbete bygger på en hypotes som Mats Y. Svensson presenterar i sin avhandling, *Neck-Injures in Rear End Car Collisions*.

För att bilindustrin skall kunna tillverka säkrare sätessystem som kan förhindra skadornas uppkomst, krävs bättre mekaniska modeller som man kan testa sätessystemen på.

Syftet med projektet var att konstruera en ryggradskanal till en befintlig mekanisk nacke. Ryggradskanalen skulle simulera blodets rörelse i kanalen samt samspelet mellan venerna i kanalen och venerna utanför kanalen.

Önskemålet från uppdragsgivaren var att ryggradskanalen så verklighetstroget som möjligt skulle visa kanalens anatomiska uppbyggnad. Projektet startades därför med litteraturstudier för att få den anatomiska och fysiologiska bakgrund som krävdes. Vi blev tilldelade en senare prototypnacke från BioRid II till vilket ryggradskanalen skulle konstrueras. För att få fram lösningsförslag utfördes flera brainstormings med varandra, vänner och personer med kunskaper inom området.

Att på ett mekaniskt sätt konstruera en ryggradskanal innebar att många delproblem var tvungna att lösas.

Då en lösning på de viktigaste delproblemen fanns byggdes en preliminär prototyp som senare resulterade i en slutgiltig prototyp. Den slutgiltiga prototypens konstruktion anser vi trots vissa förenklingar på ett acceptabelt sätt skildra ryggradskanalens anatomiska uppbyggnad.

För att kunna avgöra om vår modell på ett verklighetstroget sätt simulerade blodets rörelse i ryggradskanalen under en whiplashrörelse, testades den slutgiltiga prototypen på Chalmers. Genom att applicera en tryckgivare i kanalen och utsätta nacken för en simulerad whiplashrörelse, kunde en tryckkurva på förloppet erhållas. Tryckkurvan kunde sedan jämföras med en tryckkurva man fått fram vid tidigare djurförsök.

Testresultatet visar att prototypens grundkonstruktion återskapar samma principiella tryckfenomen som man sett i djur.

## Förord

Examensarbetet har utförts av Linda Olofsson och Ingemar Persson som studerar Teknisk Biologi inriktning biomekanik (120p) vid Sektionen för Ekonomi och Teknik på Högskolan i Halmstad. Projektet omfattar totalt 20 poäng. Arbetet har utförts i samarbete med Chalmers Tekniska Högskola vid avdelningen för Teknisk Trafiksäkerhet som tillhör Institutionen för Maskin och Fordonskonstruktion. Vår uppdragsgivare var docent Mats Y. Svensson och vår handledare vid Högskolan i Halmstad Evastina Björk.

Efter ett mycket lärorikt projekt där vi har fått hanterat såväl med som motgångar, vill vi tacka alla människor som hjälpt oss genom projektet.

Vi vill speciellt tacka:

**Mats Y. Svensson** på Chalmers för mycket god handledning och många givande diskussioner.

**Bo Engkvist** på Team Ortopedteknik som hjälpte oss hitta det rätta materialet.

**Bengt Lind** överläkare på Salhgrenska som tog sig tid och hjälpte oss med värdefull information.

**Johan Davidsson** på Chalmers för sin hjälp vid prototyptestet.

**Uno Andersson och Kalle Andersson** för sitt engagemang och ovärderliga hjälp.

**Evastina Björk** för god handledning.

# Innehållsförteckning

Abstract	i
Sammanfattning	ii
Förord	iii
1. Introduktion	1
<b>1.1 Bakgrund</b>	<b>1</b>
1.1.1 Whiplashrörelsen	1
1.1.2 Symptom och diagnos	2
1.1.3 Skadeklassifikation	2
1.1.4 Anatomi	2
1.1.5 Hypotes om skadmekanismen	3
1.1.6 Mänskliga modeller	4
1.1.6.1 BioRID II	4
1.1.7 Syfte och målsättning	4
1.1.8 Metod	4
2. Genomförande	5
<b>2.1 Lösningsgenerering</b>	<b>5</b>
2.1.1 Lösningsförslag 1	5
2.1.2 Lösningsförslag 2	5
<b>2.2 Lösnings- och materialutarbetning</b>	<b>6</b>
2.2.1 Diskar	6
2.2.2 Märg	6
2.2.3 Utskott	6
2.2.4 Yttre ven	6
2.2.5 Dimensioner	6
2.2.6 Slutvillkor	7
2.2.7 Vätska	7
2.2.8 Vätskepåfyllning	7
2.2.9 Tryckgivare	7
<b>2.3 Preliminärt lösningsförslag</b>	<b>8</b>
<b>2.4 Prototyp</b>	<b>9</b>
3. Resultat	10
<b>3.1 Slutgiltig prototyp</b>	<b>10</b>
<b>3.2 Prototyp</b>	<b>11</b>

4. Diskussion	12
<b>4.1 Slutgiltig prototyp</b>	<b>12</b>
<b>4.2 Prototyptest</b>	<b>12</b>
<b>4.3 Rekommendationer för fortsatt arbete</b>	<b>13</b>
<b>4.4 Visioner</b>	<b>13</b>
5. Referenser	14
Bilagor	
<b>Budget</b>	

# 1. Introduktion

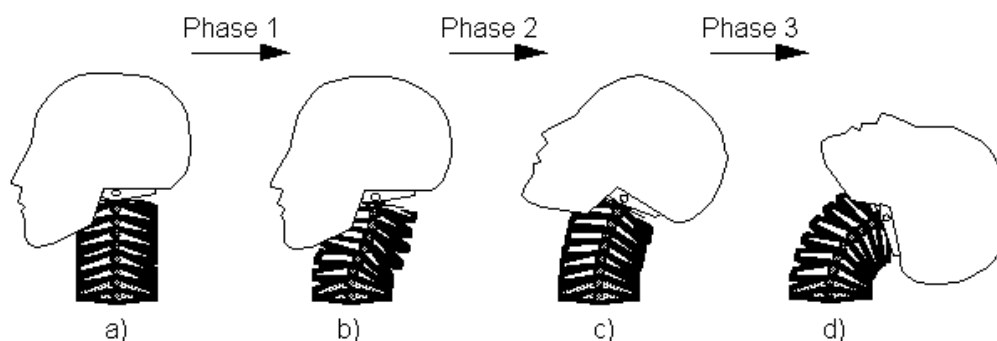
Whiplash, eller pisksnärt, är sedan länge ett vedertaget begrepp både på en skademekanism och på en ofta diffust definierad skada i nacken. Whiplash innebär en acceleration/deceleration av huvudet, där energin koncentreras till nacken och orsakar skada. Den i särklass vanligaste orsaken till whiplash är bilkollisioner och framför allt i de kollisioner som sker bakifrån i tät trafik med korta avstånd mellan bilarna. Whiplashskador vid bakifrånkollisioner sker främst vid ganska låga kollisionshastigheter, vanligtvis mindre än 20 km/h (Kahane, 1982; Romilly et al., 1989; Olsson et al., 1990).

Trots att whiplashskador klassificeras som lätta skador utgör de ett stort problem i form av personligt lidande, belastning på sjukvården och kostnader för samhället. Varje år inträffar i Sverige 16 000 bilolyckor som leder till whiplashskador. Av de drabbade får 1500-2000 sådana besvär att det leder till medicinsk invaliditet (Folksam, 1998). Whiplashskador i bilolyckor är ett stort och ökande problem vilket främst beror på att den täta trafiken blir allt vanligare. Men även i takt med att bilarna blivit allt effektivare på att klara frontalkollisioner har både det totala antalet och den relativa frekvensen på nackskador ökat (Svensson, 1993). Whiplashskador förekommer även i frontalkrockar, sidokollisioner och singelolyckor samt händelser utanför trafikmiljön.

## 1.1 Bakgrund

### 1.1.1 Whiplashrörelsen

Whiplashrörelsen under en kollision bakifrån kan beskrivas i tre olika faser (se figur 1.1). Vid påkörning bakifrån inträffar en acceleration av den påkörda bilen och personen/personerna i bilen trycks bakåt mot sätet. Då huvudet trycks bakåt medför detta att nacken under fas 1 bildar en S-form. Nackens S-form uppstår genom att det i den övre delen sker en flexion samtidigt som det i den undre delen sker en extension. I slutet av fas 1 sker en deceleration av huvudet och huvudet börjar istället en rotation bakåt. Huvudets rotation beror på att den övre delen når sin gräns för maximal flexion och den undre delen når sin gräns för maximal extension. Under fas 2 accelereras huvudrotationen och den övre delen går från full flexion till extension samtidigt som den undre delen går från full extension till ett mindre extenderat läge. Under fas 3 är hela halsryggraden maximalt extenderad och rörelsen stannar upp och huvudet börjar rotera framåt. Hela rörelsen slutar då nacken är i något flexad position (Svensson, 1993). Hela förloppet tar mindre än en halv sekund.



Figur 1.1: Whiplashrörelse vid kollision bakifrån (Svensson, 1993).



### 1.1.2 Symptom och diagnos

Whiplashskada är en skada på en eller flera strukturer i halsryggen som orsakas av de tröghetskrafter som huvudet utsätts för under en whiplashrörelse. De vanligaste symptomen på mjukdelsvävnadsskadorna är nacksmärtor, nackstelhet och huvudvärk. (Norris and Watt, 1983; Hidingsson and Toolanen, 1990; Radanov et al., 1991). Vanligtvis brukar smärtan och stelheten försvinna inom några veckor, men det är inte ovanligt att nacksmärtorna varar i några månader (<http://www.netdoktor.se/sjukdomar/fakta/whiplash.html>). Andra ofta förekommande symptom är axelsmärter, svaghet, muskelsmärter, yrsel, balansrubbningar, minnes- och koncentrationsproblem, ljus och ljudkänslighet, minnesförlust samt sväljningsvårigheter och käkledsbesvär. Det uppstår sällan skelettskador vid en whiplashrörelse.

Det är en påtaglig brist på metoder för diagnos efter en whiplashskada (Nygren, 2000). Vanligtvis ställs diagnosen genom sjukdomshistorien och symptombilden. Whiplashskador kan inte diagnostiseras genom undersökning av en MR-kamera, vanlig röntgen eller datortomografisk undersökning (<http://www.netdoktor.se/sjukdomar/fakta/whiplash.html>).

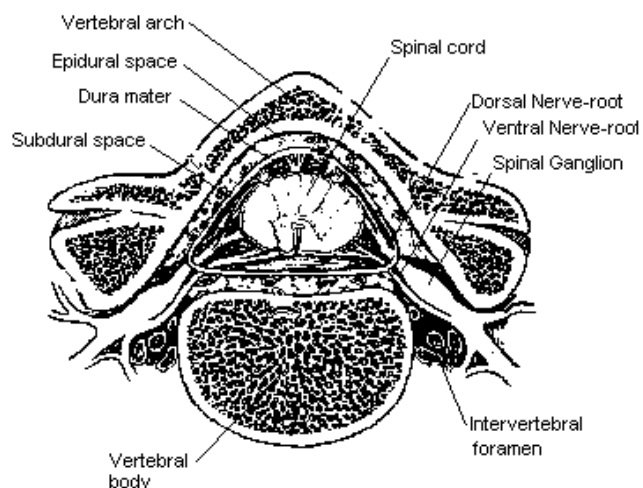
### 1.1.3 Skadeklassifikation

För att kunna behandla skador statistiskt, och i vissa fall rekommendera handläggning har man infört olika skadeklassifikationer. En skala som används över hela världen sedan länge är AIS-skalan ("Abbreviated Injury Scale"). AIS-skalan graderar svårighetsgraden av en skada på en skala från 0 till 6, där AIS 0 innebär ingen skada och AIS 6 dödlig skada. Whiplashskador ligger mellan AIS 1 och AIS 2 (Nygren, 2000).

### 1.1.4 Anatomi

Ryggraden delas upp i halsryggen (C1-C7), bröstryggen (T1-T12), ländryggen (L1-L5), korsryggen och slutligen svanskotan.

En kota är generellt uppbyggd av en kotkropp, corpus vertebrae, samt en kotbåge, arcus vertebrae. Mellan kotorna finns öppningar, foramina vertebralia, genom vilka spinal-nerver, spinal ganglion, går ut. Ryggradskanalen finns i kotans bakre del och består innerst av märg, cerebrospinalvätska (CSF) och ligament. Dessa komponenter är omgivna av en hinna, Dura Mater. Utanför Dura Mater finns epidural vilket i huvudsak består av ett nätverk av blodkärl. Dessa kärl har kontakt med längsgående kärl utanför ryggraden genom små blodkärl i foramina vertebralia.

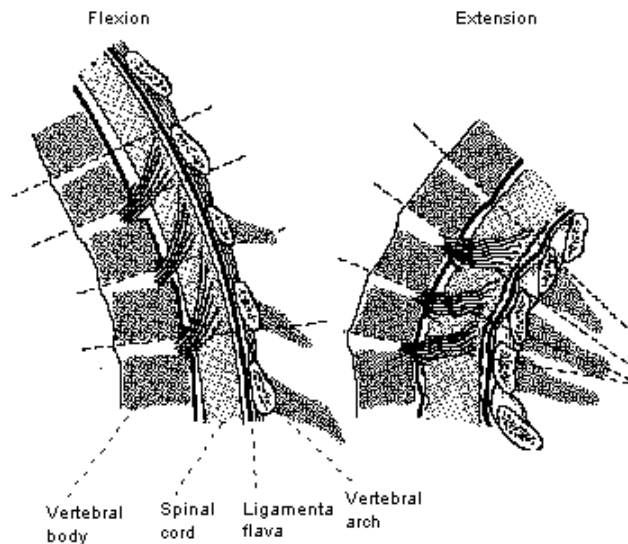


Figur 1.2: Ett horisontalt tvärsnitt av en halskota (Svensson, 1993).

### 1.1.5 Hypotes om skademekanismen

Skademekanismen är till stor del fortfarande okänd och det förekommer olika hypoteser om vad som orsakar skadesymptomen. Vårt arbete bygger på en hypotes som vår uppdragsgivare Mats Y. Svensson presenterar i sin avhandling, *Neck-Injuries in Rear-End Car Collisions*.

Längden på märgen i ryggradskanalen varierar beroende på nackens position, den ökar vid flexion och minskar vid extension (se figur 1.3). Detta medför att märgens diameter ökar under nackextension och minskar vid nackflexion.



Figur 1.3: Ett sagittalt tvärsnitt av halsryggraden i flexion och extension (Svensson, 1993).

Eftersom kanalens totala tvärsnitt alltid är densamma och vävnader i kanalen är inkompressibla, måste detta betyda att en vätsketransport sker till och från ryggradskanalen under en nackrörelse (Svensson 1993). Den vätskan som i huvudsak transporteras är troligtvis venöst blod. Venerna i ryggradskanalen har inga klaffar vilket tillåter blodet att transporteras upp och ner i ryggradskanalen, dessutom har venerna i kanalen även kontakt med vener utanför kanalen genom små vener i foramina vertebralia. Detta betyder att blodet dels kan transporteras upp och ner i ryggradskanalen samt ut och in i kanalen. Detta medför att under en flexion kommer märgens längd att öka samtidigt som tvärsnittet minskar och blod från den yttre venen kommer att strömma in i kanalen. Under en extension kommer märgens längd att minska samtidigt som tvärsnittet ökar och blod i kanalen kommer pressas ut till de yttre venerna.

Dessa vätsketransporter som sker för att kompensera märgens tvärsnittsändringar kan bli skadliga då nacken utsätts för en snabb rörelse t e x en whiplashrörelse. Under en hastig rörelse kommer det bildas stora tryckgradienter mellan venerna i kanalen de yttre venerna. Detta medför att de små venerna i foramina vertebralia kommer utöva ett stort tryck på sin omgivning vilket resulterar i att omgivande vävnad skadas.

Det som styrker hypotesen är att man genom att utsätta griskadaver för en whiplashrörelse funnit under en histopatologisk examination skador på gangliernas nervceller i foramina vertebralia (Svensson, 1993). Skador på ganglierna skulle kunna överensstämma med några kända whiplashsymptom såsom smärta och känselstörningar (Svensson, 1993). För att

förhindra skadans uppkomst måste bakåtrörelsen av huvudet och nacken under en kollision bakifrån stoppas under ett tidigt skede, förmodligen före fas 1 avslutas (se figur 1.1) eller så måste rörelsens hastighet minskas för att hålla tryckgradienten under skadlig nivå (Svensson, 1993).

### **1.1.6 Mänskliga modeller**

Det finns fem typer av modeller som kan användas vid biomedicinska undersökningar: frivilliga, mänskliga kadaver, djur, samt mekaniska och matematiska modeller. Av dessa är endast de två sistnämnda användbara i processen vid utveckling av säkrare sätessystem.

Matematiska modeller kan användas för att kvantifiera mekaniska parametrar i ett experiment som inte kan genomföras experimentellt. En matematisk modell kräver en omsorgsfull modulering av sätets karaktäristik och säte-människa interaktion.

Mekaniska modeller har som fördel att man inte noggrant måste modulera sätet och bältessystemet, och det är mindre komplicerat att använda mekaniska modeller (Davidsson, 2000).

#### **1.1.6.1 BioRID II**

BioRID II (Biofidelic Rear Impact Dummy) är en krockdocka som har utvecklats vid avdelningen för Teknisk Trafiksäkerhet på Chalmers Tekniska Högskola. BioRID II har tagits fram för att i huvudsak användas för kollisioner bakifrån i låga hastigheter och kan användas för att uppskatta risken för nackskador i olika sätessystem. BioRID II har en människolik och flexibel ryggrad med nackmuskelsubstitut och en bål i mjukt gummi. BioRID II kinetiska utförande har visat sig likna det mänskliga vid bakifrån kollisioner. BioRID II är repeterbar och reproduktiv (Davidsson, 2000).

### **1.1.7 Syfte och målsättning**

För att bilindustrin skall kunna tillverka säkrare sätessystem som kan förhindra whiplashskador i trafiken, krävs bättre mekaniska modeller att testa sätessystemen på.

Syftet med projektet var att konstruera en ryggradskanal till en befintlig mekanisk nacke. Ryggradskanalen skulle simulera blodets rörelse i kanalen samt samspelet mellan venerna i kanalen och de yttre venerna under en whiplashrörelse.

Målsättningen med projektet var att konstruera en ryggradskanal till en nacke tillhörande BioRID II. För att få bevis på hur väl kanalen simulerar blodets rörelse skulle modellen testas under en whiplashrörelse.

### **1.1.8 Metod**

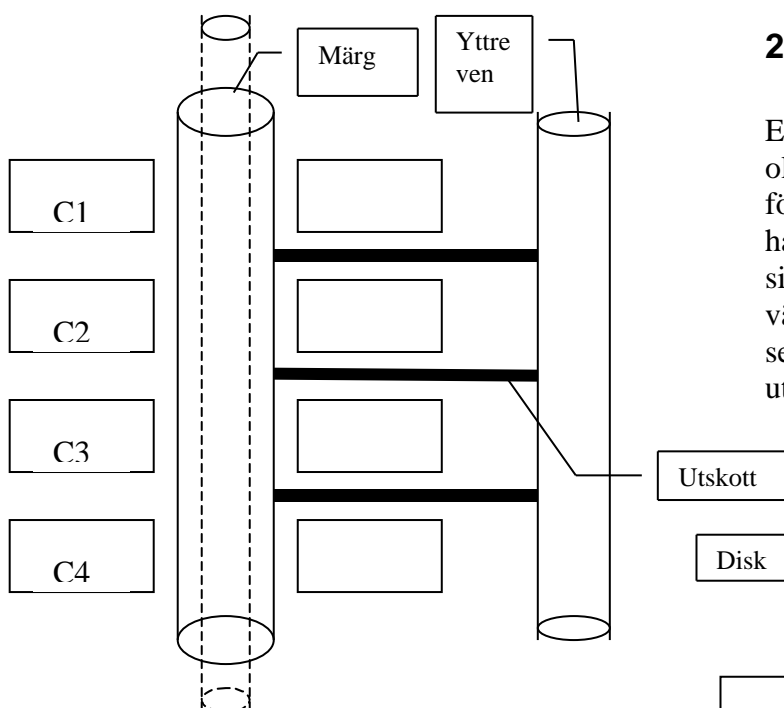
Vi har genom litteraturstudie, kontakt med läkare och andra kunniga personer inom området fått de anatomiska och fysiologiska kunskaperna som krävdes för att kunna genomföra projektet. Vi använde oss av brainstorming för att få fram lösningar på problemet, och arbetade fram en prototyp som testades på Chalmers. Vi har arbetat på ett dynamiskt sätt med en grov långtidsplanering och en detaljerad korttidsplanering. Genom att med jämna mellanrum göra avrapporteringar på Chalmers fick vi projektet att hålla god fart och gå åt rätt håll.

## 2. Genomförande

Önskemålet från uppdragsgivaren var att ryggradskanalen så verklighetstroget som möjligt skulle visa kanalens anatomiska uppbyggnad. Projektet startades därför med litteraturstudier för att vi skulle få den anatomiska och fysiologiska bakgrund som krävdes. Vi blev tilldelade en prototypnacke från BioRID II till vilket ryggradskanalen skulle konstrueras. För att finna balansen mellan verklighet och genomförbarhet blev det många och långa diskussioner med vår uppdragsgivare.

### 2.1 Lösningsgenerering

För att få fram förslag på lösningar utförde vi flera brainstormings med varandra, vänner och personer med kunskaper inom området. Som resultat på brainstormingarna fick vi fram två generella lösningsförslag.



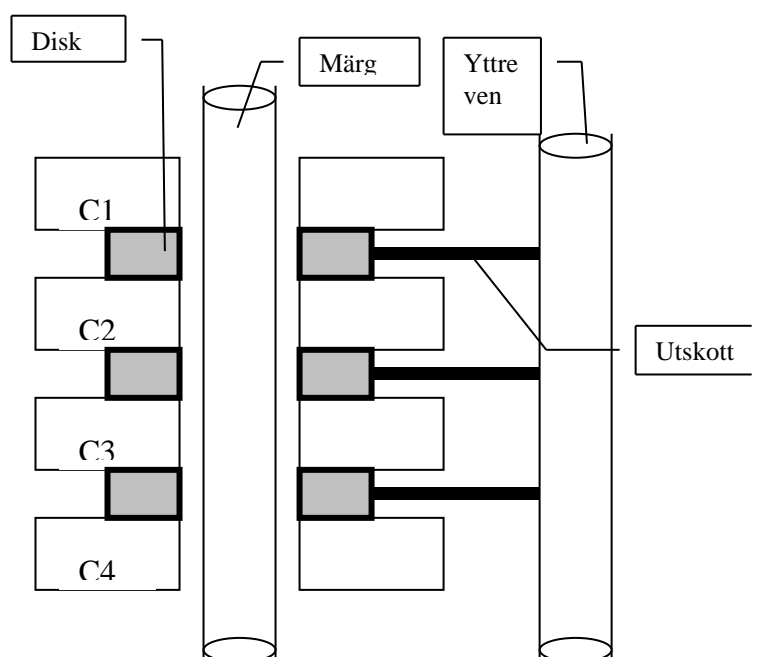
Figur 2.1: Lösningförslag 1

#### 2.1.2 Lösningförslag 2

Det andra alternativet gick ut på att ett borrarat hål i kotorna får simulera kanalens hålrum. Man har liknande det förra alternativet ett inre rör som simulerar märg. Mellan kotorna fäster man diskar och i mellanrummet mellan kotorna och märgen skall vätskan finnas. Även i denna modell har kanalen kontakt med ett yttre rör genom utskott.

#### 2.1.1 Lösningförslag 1

Ett alternativ var att simulera systemet med olika rör. Genom att borra hål i kotorna och föra igenom ett rör, simulerar man kanalens hålrum. I röret finns ett inre rör som simulerar märgen. Mellan rören skall vätskan finnas. Röret (hålrummet) har sedan kontakt med ett yttre rör genom utskott.



Figur 2.2: Lösningförslag 2

## **2.2 Lösnings- och materialutarbetning**

Att på ett mekaniskt sätt konstruera en ryggradskanal innebar att många delproblem var tvungna att lösas. För att strukturera arbetet fick vi lösa varje problem för sig, men utan att tappa helhetsbilden. Vi startade med att utveckla lösningsförslag 1, men det uppstod ganska snabbt en del konstruktionsproblem. Successivt började vi övergå till lösningsförslag 2 och bestämde oss för att utveckla detta alternativ.

### **2.2.1 Diskar**

På grund av kotornas form förstod vi att det skulle bli svårt att använda ett färdigt material. Det enklaste skulle bli att själva gjuta diskar med rätt form. Vi kontaktade Team Ortopedteknik vid Länssjukhuset i Halmstad, som tipsade oss om ett tvåkomponent silikon. Fördelen med detta material var att vi själva kunde hantera det, att man kunde få olika mjukheter och att det var relativt billigt.

### **2.2.2 Märg**

Vid en flexion/extension av nacken töjs respektive komprimeras märgen vilket ger upphov till tvärsnittsändringar i märgen. Vår första tanke var att använda ihåliga rör, men vi insåg att de bästa tvärsnittsförändringar skulle man få med homogena rör. Då materialet till diskarna var bestämt valde vi att gjuta märgen i samma material. Detta gav oss möjligheten att få fram en mjukhet som gav tydliga tvärsnittsförändringar vid töjning/kompression. Eftersom vi endast är intresserade av samspelet mellan märg och blod valde vi tillsammans med uppdragsgivaren att vår ”märg” skulle simulera all vävnad ända ut till Dura Mater (se figur 1.2).

### **2.2.3 Utskott**

Utskotten skulle simulera de vener som är kontakten mellan venerna i ryggradskanalen och de yttre längsgående venerna. På en ryggrad går dessa utskott ut från ryggradskanalen vid foramina vertebralia som även är ryggmärgsnervernas utgång. För att simulera verkligheten borde dessa utskott placeras mellan kotorna, men för oss skulle det enklaste vara att placera dem i kotorna. Vi bedömde att detta var en acceptabel förenkling. Utskotten skulle kunna simuleras med små plaströr eller kanyler.

### **2.2.4 Yttre ven**

Venerna i ryggradskanalen har kontakt med två yttre vener, en på vardera sida. Den vätska som under en extension av prototypen kommer att strömma ut till det yttre röret måste kunna rymmas på något vis. Det enklaste vore att ha ett expansivt rör som yttre ven som kan expandera och rymma vätskan under en extension.

### **2.2.5 Dimensioner**

Nacken som ryggradskanalen skulle byggas in i har dimensioner och egenskaper som ska simulera en verklighetstrogen normalstor nacke. Därför skulle den ryggradskanal som skulle konstrueras i nacken ha verklighetstrogna dimensioner. De flesta dimensioner som vi var intresserade av fanns inte dokumenterade i någon litterär bok, utan vi fick ta hjälp av

expertiskunskap. Vi kontaktade överläkare Bengt Lind på Sahlgrenska sjukhuset i Göteborg som med sin erfarenhet mätte rygggradskanalens komponenter (se tabell 2).

<i>Komponent</i>	<i>Dimension (∅)</i>
Ryggradskanal (hålrum)	ca 20 mm
”Märg” (vävnad ut till Dura Mater)	ca 15 mm
Utskott	1-1.5 mm
Yttre ven	3 mm

Tabell 2: Rygggradskanalens komponenter.

## 2.2.6 Slutvillkor

Med slutvillkor menas blodets möjligheter att transporteras upp mot huvudet samt ner mot ländryggen. Mot huvudet kommer ryggmärgen att övergå till hjärnan och venerna i kanalen kommer att dela på sig. Detta betyder att blodflödet uppåt är begränsat. Dessutom är flödet i venerna sådant att blodet rör sig mot lungorna, vilket ytterligare förhindrar ett flöde upp mot huvudet. Rygggradskanalen fortsätter givetvis ner i ländryggen vilket tillåter blodet att flöda från halsryggen ner till ländryggen. Samma slutvillkor gäller också för den yttre venen.

Vi bedömde att en förenkling var nödvändig för att begränsa projektet och i samspråk med uppdragsgivaren valde vi att inte bry oss om blodets möjlighet att transporteras ner i ländryggen.

## 2.2.7 Vätska

Vätskan som skulle användas för att simulera blodet skulle vara lättflytande och ha ett lågt gasinnehåll. Det enklaste skulle vara att använda sig av avluftat vatten.

## 2.2.8 Vätskepåfyllning

Det är viktigt att man kan fylla på modellen på ett sådant sätt att man får ut all luft ur systemet samt får hela systemet vätskefyllt. Det bästa skulle vara att ha påfyllningen så långt upp mot huvudet som möjligt. Men eftersom vi hade ett begränsat utrymme uppåt valde vi att ha påfyllning från sidan av nacken.

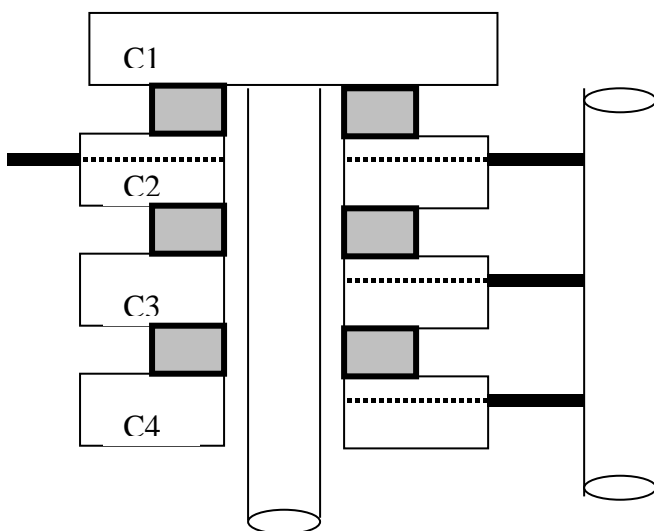
## 2.2.9 Tryckgivare

För att kunna få en uppfattning om hur vätskan rör sig inne i kanalen skulle prototypen testas med en tryckgivare applicerad inne i kanalen. Vi bedömde att den enklaste lösningen för att få in tryckgivaren i kanalen skulle vara att föra in den genom påfyllningshålet.

## 2.3 Preliminärt lösningsförslag

Då en lösning på de viktigaste delproblemen fanns beslöt vi att bygga en preliminär prototyp (se Figur 2.4). Detta för att få en inblick i hur våra lösningar fungerade i praktiken. Eftersom vi bara hade tillgång till ett nackexemplar fick vi noga tänka oss för innan vi gjorde någon större förändring. För att få tag på lämpliga materialförslag till plaströren kontaktade vi olika försäljare som skickade provmaterial.

Vi borrade ett 20 mm stort hål i mitten av kotorna C2-C6. En form i gips gjordes som vi med tvåkomponentssilikonet göt diskarna i. Diskarna fick en form så att nacken med diskarna monterade skulle få den vinkel som halsryggen har i normaläge. Diskarna bearbetades för att få rätt form och med en hålstans gjordes 20 mm stora hål. Märgen göts med silikonet i ett plaströr med 15 mm i diameter. Diskarna fästes mellan varje kota och märgen i C1 och C7 med ett snabblim, Loctite 406. Vi borrade ett millimeterstort hål i kotorna C2-C6 där vi fäste små plaströr. I plaströrens andra ände fäste vi ett 6 mm silikonrör. För att kunna fylla på systemet borrade vi ett hål i C2 och fäste i hålet en påfyllningsslang.



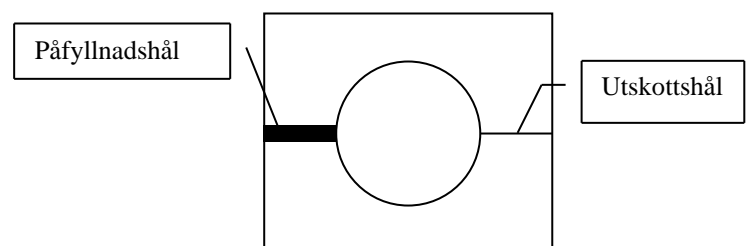
Figur 2.3: Den preliminära prototypens uppbyggnad



Figur 2.4: Preliminär prototyp



Figur 2.5: Gipsformen som användes då diskarna göts.



Figur 2.6: Ett horisontellt tvärsnitt av C2.

Prototypen testades med vanligt vatten och vi upptäckte att det var svårt att få ut all luft ur systemet. Det var även problem med att få hela systemet vätskefyllt och tätt. Kanalen var känsligt för läckage eftersom det förhöll sig om en ganska liten vätskemängd som fyllde systemet. Det visade sig att utskottens placering inte var bra eftersom de tøjde det yttre röret då nacken böjdes. För övrigt verkade kanalen fungera som tänkt och vi bestämde oss för att konstruera en slutgiltig prototyp.

## **2.4 Prototyptest**

För att kunna avgöra om vår modell på ett verklighetstroget sätt simulerade blodets rörelse i ryggradskanalen under en whiplashrörelse, testades den slutgiltiga prototypen på Chalmers vid avdelningen för Teknisk Trafiksäkerhet. Genom att applicera en tryckgivare i kanalen och utsätta nacken för en simulerad whiplashrörelse kunde en tryckkurva på förloppet avläsas i datorn. Denna tryckkurva kunde sedan jämföras med en tryckkurva som man tidigare fått fram under liknande tester med djur.

Testet utfördes på följande sätt:

1. En tryckgivare applicerades i modellen i höjd med C6 och kopplades till en dator. För att få in tryckgivaren i modellen var vi tvungna att öppna vid C1 och föra ner tryckgivaren uppifrån.
2. Vanligt kranvatten fylldes på i systemet. För att modellen även skulle fungera under en flexion fylldes vatten på då modellen var under maxflexion.
3. Nacken spändes fast i ett skruvstycke och ett krockhuvud monterades fast.
4. Ett gummiband spändes runt huvudet. Eftersom huvudets tyngdpunkt ligger i öronnivå var det viktigt att spänna fast gummibandet under denna nivå. Spänner man gummibandet ovanför öronnivån kommer huvudet genast börja rotera och man får inte den S-form på nacken som uppkommer under en whiplashrörelse.
5. Huvudet drogs framåt och släpptes. Gummibandet drog huvudet bakåt i en simulerad whiplashrörelse.



## 3. Resultat

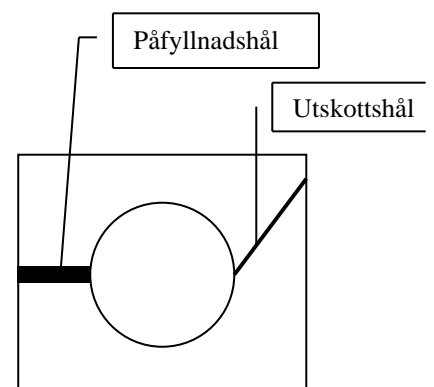
### 3.1 Slutgiltig prototyp

Den slutgiltiga prototypens konstruktion (se figur 3.1) bygger mycket på den preliminära prototypen. Eftersom vi använde samma nackmodell till den slutgiltiga prototypen fanns redan ett borrar hålrum på 20 mm i diameter i kotorna C2-C6. Till den slutgiltiga prototypen gjordes en ny gipsform som gav diskarna den önskade formen från början. Mängden av silikonets två komponenter uppmättes noggrant med pipetter, detta för att erhålla samma konsistens på alla diskar. En mörk göts i silikonet och fästes med ändarna i C1 och C7. Silikonkomponenterna limmades fast på nacken med ett snabblim, Loctite 406. Nya utskottshål gjordes i kotorna C2-C6 (se figur 3.2) för att minska utskottens påverkan på den yttre venen. I hålen fästes utskott i form av hårda plaströr. Som yttre ven användes ett silikonrör med varsin vattenballong på ändarna.

Problemet med läckage löstes genom att täta prototypen med våtrumssilikon. Som vätska användes kranvatten vilket fylldes på i systemet då nacken var under maxflexion, detta för att få systemet fyllt med så mycket vätska som möjligt.



Figur 3.1: Slutgiltig prototyp.



Figur 3.2: Bakre del av C2

Under en nackextension trycks vatten från kanalen ut ur utskotten till det yttre röret och samlas i ballongerna. Under en flexion töms ballongerna på vätska genom att vatten strömmar in i kanalen från det yttre röret.

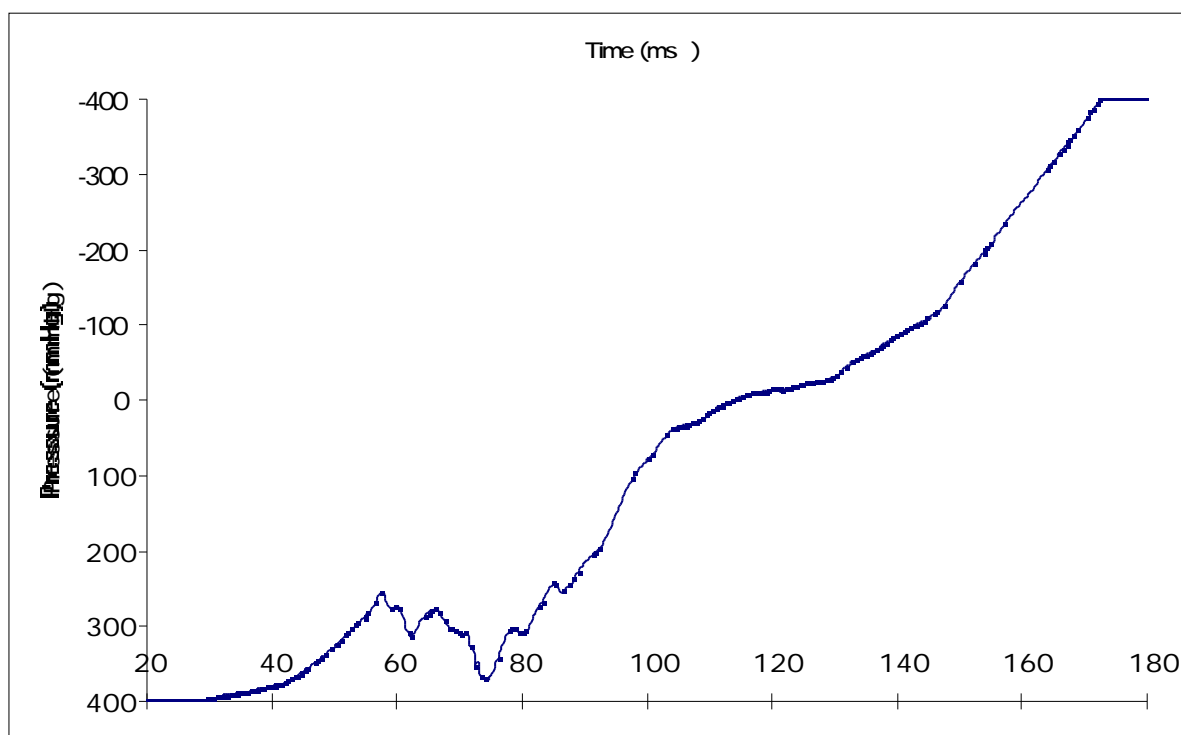
<i>Komponent</i>	<i>Dimension (∅)</i>	<i>Prototyp (∅)</i>
Ryggradskanal (hålrum)	ca 20 mm	20 mm
”Märg” (vävnad ut till Dura Mater)	ca 15 mm	15 mm
Utskott	1-1.5 mm	2 mm
Yttre ven	3 mm	6 mm

Tabell 3: En jämförelse mellan ryggradskanalens och prototypens dimensioner.

Venerna i en verklig ryggradskanal har kontakt med två yttre vener, en på vardera sidan av ryggradskanalen. Eftersom den slutgiltiga prototypen endast simulerar ena sidan valde vi att använda de dubbla dimensionerna på utskott och yttre ven.

### 3.2 Prototyptest

Följande tryckkurva (Figur 3.2) erhöles vid ett whiplashtest av den slutgiltiga prototypen.



Figur 3.2: Inversen av tryckkurvan som erhöles vid prototyptestet.

Tryckgivaren klarade bara av ett intervall på  $\pm 400$  mmHg, vilket förklarar varför tryckgivaren går i botten på dessa nivåer. Givaren blev dessutom inte riktigt kalibrerad vilket förklarar varför mätningen startar på 400 mmHg. Tryckgivaren var även inställd med fel tecken vilket betyder att den kurva som var av intresse var inversen av testresultatet.

På kurvan kan man avläsa en tydlig trycksänkning på 100 mmHg som överlagras på den kraftiga tryckkuppen.

## 4. Diskussion

Vår målsättning att konstruera en ryggradskanal till en mekanisk nacke har uppnåtts. Testresultatet visar att vi på ett verklighetstroget sätt lyckats simulera blodets rörelse i kanalen under en whiplash och att prototypen är väl värd att vidareutveckla.

Under projektets gång har det funnits få möjligheter att kunna testa våra idéer, vilket resulterade i att de flesta förslagen utvecklades rent hypotetiskt. Detta har gjort att projektet under långa tider känts osäkert.

Uppgiften har verkligen varit passande för biomekanikingenjörer, då vi fått arbeta med integreringen mellan människa och teknik. På mekanisk väg har vi lyckats simulera ett mänskligt system.

Prototyperna har vi själva byggt vilket har resulterat i en låg budget och en god kontroll på projektets utveckling.

### 4.1 Slutgiltig prototyp

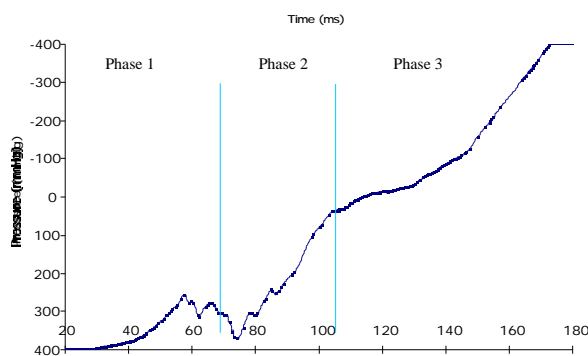
Den slutgiltiga prototypens konstruktion anser vi trots vissa förenklingar på ett acceptabelt sätt skildra ryggradskanalen anatomi. Det som påverkar vätskan under nackrörelse är dels tvärsnittsändringar i märgen och dels ändringar i diskarna. Under en nackextension kommer ligament och diskar att tryckas in i ryggradskanalen mellan kotorna. Diskarna på prototypen simulerar dels hålrummet och dels ligamentens påverkan på kanalen under nackextension.

Märgen fästes enbart i C1 och C7 eftersom märgen i en mänsklig ryggradskanal relativt fritt kan röra sig längs med kanalen.

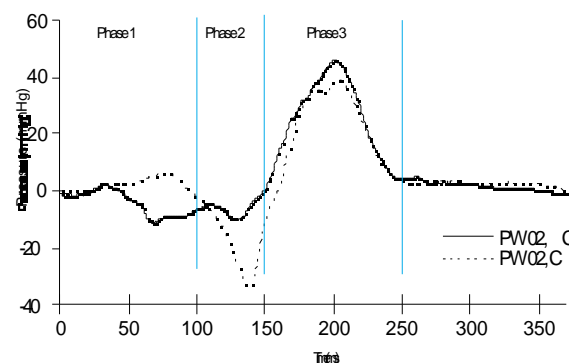
Problemet med att få hela systemet vätskefyllt och fri från luft lyckades vi inte med våra resurser att lösa. Då vi insåg detta ägnades ingen energi på att testa prototypen med avluftat vatten.

### 4.2 Prototyptest

För att få bevis på hur verklighetstroget vår prototyp simulerade blodets rörelse i ryggradskanalen under en whiplash, testades modellen. Det som framför allt var av intresse var tryckkurvans utseende. Kurvan kan jämföras med en tryckkurva som man fått fram vid tidigare djurförsök



Figur 4.1: Prototyptest



Figur 4.2: Tidigare djurförsök

På grund av mätintervallens begränsningar och givarens felaktiga kalibrering är det svårt att veta var mätningen startar. Eftersom tryckökningen överstiger -400 mmHg (givaren var inställd med fel tecken) fick vi inte mätdata på slutet av rörelsen.

Det som är intressant att se på prototypens tryckkurva är den tydliga trycksänkning som överlagras på den kraftiga tryckuppgången. Detta "hack" i den uppåtgående kurvan indikerar samma tryckslag som man tidigare sett i djurförsök. Man ser att prototypens ryggradskanal utsätt för mycket större tryck än vad man uppmätt i djur. Detta beror antagligen på att utskotten är för små och hindrar vätskan att röra sig ut till den yttre venen på samma sätt som i verkligheten. Vi ser också att tryckökningen på prototypen är väldigt mycket större än tryckökningen vid djurförsök. Detta beror antagligen på att prototypens vattenballonger bildar ett ganska stort mottryck vid en extension av nacken.

Testresultatet visar dock att prototypens grundkonstruktion återskapar samma principiella tryckfenomen som man sett i djur.

### **4.3 Rekommendationer för fortsatt arbete**

För en vidareutveckling av prototypen krävs moduleringar i konstruktionen varvat med fler prototyp tester. Det krävs djupare studier i ryggradskanalens anatomiska uppbyggnad för att på ett mer verklighetstroget sätt kunna skildra blodets rörelse i kanalen. Man måste även undersöka hur ryggradskanalen påverkar nackens egenskaper i form av t. ex. styvhet och rörelsemönster.

Problemen med att få prototypen tät hade kunnat lösas genom att gjuta diskarna i en enda helhet samt tillverka den yttre venen och utskotten som ett enda rörsystem. Nytt material till diskarna behövs eftersom disken blev betydligt styvare ju mer kompression disken utsattes för dessutom blir materialet sprött med tiden.

Vår tanke från början var att den yttre venen skulle under nackextension skulle expandera och rymma vätskan som pressas ut från kanalen. Vi lyckades inte lösa detta med de materialen vi använde, men med rätt material tror vi att idén kan vara genomförbar.

Utskotten måste dimensioneras om eller göras mer elastiska för att skapa mer realistiska tryckförändringar.

Om man tänker simulera systemet med en vätska krävs en större undersökning för att hitta en lämpligare vätska. Det vore dessutom intressant att ta reda på blodvolymen i halsryggens ryggradskanal för att vet hur mycket vätska som egentligen ska simuleras. Men också den blodvolym som under en whiplashrörelse pressas ut ur kanalen skulle vara av intresse.

### **4.4 Visioner**

Detta projekt är ett delmål i uppgiften att få fram en ny mekanisk modell som bättre kan representera det mänskliga systemet. Vi hoppas att vår modell kan hjälpa till i konstruktionen av den nya krocknacken. Men även att detta arbete kan hjälpa till med att övertyga bilindustrin att satsa på utveckling av en ny mekanisk modell. Vi hoppas att detta examensarbete på lång sikt leder till att säkrare sätesystem konstrueras och att antalet whiplashskador i trafiken minskar.

## 5. Referenser

### Litteraturförteckning

Albin Nils, Forsgren Sture, Hellström Sten, Pettersson Sven, *Halsens och huvudets deskriptiva och topografiska anatomi*, Studentlitteratur, Lund, 1982

Karlsson Roger, Bagge Ulf, *Basfaktakompendium, huvudet och halsens anatomi*, Anakomp AB, Göteborgs Universitet, 1980

Nygren Åke, Magnusson Stefan, Grant Gunnar, *Nackskador efter bilolyckor*, Studentlitteratur, Lund, 2000.

Feneis Heinz, *Anatomisk bildordbok*, Almqvist & Wiksell, Gummessons Tryckeri AB, Falköping, 1991

White II Augustus A., Panjabi Manohar M., *Clinical Biomechanics of the Spine*, Second Edition, J.B Lippincott Company, Lippincott, Philadelphia, 1990

### Avhandlingar

Svensson Mats Y., *Neck-Injuries in Rear-End Car Collisions*, Chalmers Tekniska Högskola, 1993.

Davidsson Johan, *Development of a Mechanical Model for Rear Impacts*, Chalmers Tekniska Högskola, 2000.

### Personliga referenser

Lind Bengt, Överläkare Sahlgrenska, Göteborg, tel.nr. 031-3421000

[Bengt.lind@orthop.gu.se](mailto:Bengt.lind@orthop.gu.se)

Nordberg Sven-Axel, Primo AB, tel.nr. 0325-71335

Westerberg Lars, Centri AB, Järfälla, tel.nr.08-58031165

Engkvist Bo, ortopedingenjör Team Ortopedteknik, tel.nr. 035-130164

Pettersson Hans, EBA-plast, tel.nr. 0371-17750

Johansson Bo, Lundgrens maskin, tel.nr. 08-7120160

### Elektroniska referenser

<http://www.goofy.folksam.se/forskning/trafik/whiplash.html>

<http://www.dalnet.se/~dahlgren/tallmogarden/tipsv34.html>

[http://www.niwl.se/ah/sammanfattningar/2000-13\\_sv.html](http://www.niwl.se/ah/sammanfattningar/2000-13_sv.html)

<http://www.whiplash101.com/>

<http://www.rtp.se/skadeinfo/whiplash.html>

<http://www.netdoktor.se/sjukdomar/fakta/whiplash.html>

## Preliminär budget

Resor: Halmstad – Göteborg – Halmstad 31 mil a´15kr/mil	4000kr
Kontorsmaterial:	100kr
Telefon:	500kr
UTEXPO:	500kr
Prototypkostnader:	Chalmers
<hr/>	
Summa:	5100 kr

Chalmers Tekniska Högskola står för prototypkostnader och övriga kostnader finansieras av Halmstad Högskola.

## Utfall Budget

Resor: Halmstad – Göteborg – Halmstad 31 mil a´16kr/mil	4464kr (9st)
Kontorsmaterial:	0kr
UTEXPO: Planscher 4st a´100kr	400kr
Telefon	304kr
<hr/>	
Summa:	5168kr

## Prototypkostnader:

Hårspray, ballonger	70kr
Lim, Loctite 406	169kr
Lim	34,90kr
Slangar	38kr
Huggpipa	135kr
Hårspray, lim	88kr
CG100 Silikongummi A 1,25kg	930kr
CG100 Silikongummi B 0,1kg	73kr
CG100 Stabilisator 0,1kg a´73kr	146kr (2st)
<hr/>	
Summa:	1683,90kr