



CHALMERS



Tränstryck på häst

Beräkning och simulering av tryck under nackstycke

Kandidatarbete vid Institutionen för fysik

Fanny Apelgren, Nicolina Eklund, Erika Engdahl, Johanna Renman

KANDIDATARBETE TIFX04-17-16

Tränstryck på häst

Beräkning och simulering av tryck under nackstycke

FANNY APELGREN, NICOLINA EKLUND, ERIKA ENGDAHL, JOHANNA RENMAN



CHALMERS

Institutionen för fysik
Chalmers Sport & Teknologi
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2017

Tränstryck på häst
Beräkning och simulering av tryck under nackstycke
FANNY APELGREN, NICOLINA EKLUND, ERIKA ENGDAHL,
JOHANNA RENMAN

© FANNY APELGREN, NICOLINA EKLUND, ERIKA ENGDAHL,
JOHANNA RENMAN, 2017.

Handledare: Magnus Karlsteen
Examinator: Jan Swenson, Institutionen för fysik

Kandidatarbete TIFX04-17-16
Institutionen för fysik
Chalmers Tekniska Högskola
412 96 Göteborg
Telefon +46 31 772 1000

Framsida: Hästhuvud. Foto: Benny Jackson

Typeset in L^AT_EX

Abstract

The equestrian world is evolving and today we talk a lot about horse welfare and the importance of treating the horse with respect. A part of this is to ensure that the equipment for the horse is adapted and as comfortable as possible, something the company PS of Sweden has focused on with their ergonomic bridles. This project was aimed to compare PS of Sweden's bridle to a traditional one based on the pressure distribution on the horse's neck. In addition to this, a method for simulating how the pressure from the bridle spreads through the horse's neck was to be developed. The project was divided into two parts, measurements and simulation.

Measurements were done both with pressure sensitive Fujifilm and with pressure sensitive sensors from Tekscan. All measurements were performed on two different horses. The Fujifilm was used to produce a picture of the pressure distribution across the neck from both bridles. These measurements clearly showed higher pressure from the traditional bridle. In order to determine the value of the pressure underneath the headpieces, Tekscan sensors were used and measurements were performed during all the horse's gaits. This showed that the traditional bridle gave more than double the pressure for both test horses.

To simulate the pressure distribution on the horse's neck, software from the software company BETA CAE Systems was used. The project used three of BETA CAE Systems software; RETOMO, ANSA and mETA to develop a model of a horse's neck and to simulate the pressure distribution of the bridle's headpiece. Additional softwares outside the BETA CAE Systems range were also used.

With the help of RETOMO, the project converted medical, computer-tomographic images of a horse head to a simple three-dimensional model. The model was simplified by being cut and restricted to contain only two types of material, flesh and bone. The ANSA pre-processing program was used to improve the model and prepare simulation calculations in the external program Abaqus. After performing calculations, the results were visualized and analyzed in the mETA post-processing program.

All steps were well documented to create a method for future simulations of similar cases. The result was a simple model of a horse's neck which, in simulations, was loaded with a pressure corresponding roughly to the pressure of a headpiece. Despite the simplification of both the model and the loads, the calculations converged in a promising manner, suggesting that there is potential for further development of the method in order to be able to test new equipment for horses in a satisfactory manner in the future.

From the measurements of pressure distribution from the two different headpieces, we see that the wider headpiece of PS of Sweden's bridle gives a lower pressure. In the 3D-model, we can see that there are two areas on the neck where the skeleton is very superficial, we think that a good headpiece should avoid putting pressure on these areas while being big enough to reduce the pressure across the neck.

Keywords: equestrian, bridle, headpiece, PS of Sweden, RETOMO, ANSA, META, Abaqus

Sammandrag

Hästsporten växer sig allt större och man pratar idag mycket om hästvälfärd och vikten av att behandla hästen med respekt. En del i detta är att se till att utrustningen till hästen är väl anpassad och så bekväm som möjligt, vilket företaget PS of Sweden riktat in sig på med sina ergonomiska trän. Detta kandidatarbete syftade till att jämföra PS of Swedens trän med traditionella trän utifrån tryckfördelningen på hästens nacke. Utöver detta skulle även en modell och en metod tas fram för att med hjälp av programvara från BETA CEA Systems simulera hur trycket från nackstycket (remmen över nacken) sprider sig över och inuti hästens nacke. Projektet delades därför in i två delar, mätningar och simulering.

När det gäller mätningarna gjordes dessa dels med tryckkänslig Fujifilm och dels med tryckkänsliga sensorer från Tekscan. Alla mätningar utfördes på två olika hästar. Fujifilmen användes för att ta fram en bild över tryckfördelningen över nacken från de båda trän. Dessa mätningar visade tydligt ett högre tryck från det traditionella tränset. För att kunna bestämma värdet på trycket under nackstyckena användes sensorer från Tekscan och det utfördes mätningar i hästens alla gångarter. Här visade det sig att det traditionella tränset gav mer än dubbelt så högt tryck för båda testhästarna.

För simuleringsdelen av projektet användes tre av BETA CAE Systems programvaror; RETOMO, ANSA och mETA för att ta fram en modell av en hästs nacke och simulera tryckfördelningen av tränsets nackestycke. Ytterligare några programvaror utanför BETA CAE Systems sortiment användes också.

Projektet konverterade med hjälp av RETOMO medicinska, datortomografiska bilder av ett hästhuvud till en enkel tredimensionell modell. Modellen förenklades genom att beskäras och begränsas till att enbart innehålla två typer av material, kött och ben. Förbearbetningsprogrammet ANSA användes för att förbättra modellen och förbereda simuleringsberäkningar i det externa programmet Abaqus. Efter utförda beräkningar visualiserades och analyserades resultaten i efterbearbetningsprogrammet mETA.

Arbetsgångens steg dokumenterades väl och skapade en metod för framtida simuleringar av liknande problem. Resultatet blev en enkel modell av en hästs nacke som i simulationer belastades med ett tryck som på ett förenklat sätt motsvarar det tryck nackstycket utövar på hästens nacke. Trots att både modellen och belastningen är förenklade versioner av verkligheten så konvergerade beräkningarna på ett lovande sätt som tyder på att det finns potential att vidareutveckla metoden för att i framtiden virtuellt kunna testa ny utrustning för hästar på ett tillfredsställande sätt.

Från mätningarna av tryckfördelning från de två olika sorternas nackstycken ser vi att PS of Swedens bredare nackestycke ger ett lägre tryck. I 3D-modellen som togs fram kan vi se att det finns två områden på nacken där skelettet ligger väldigt ytligt, vi tror att ett bra nackestycke bör undvika att lägga tryck på dessa områden samtidigt som det är brett nog för att minska trycket över hela nacken.

Nyckelord: hästsport, trän, nackestycke, tryckfördelning, PS of Sweden, simulering, ANSA, RETOMO, META, Abaqus

Förord

Denna rapport är resultatet av ett kandidatarbete vid Institutionen för fysik på Chalmers Tekniska Högskola. Kandidatarbetet har pågått under vårterminen 2017 och omfattat 15 högskolepoäng, motsvarande 400 timmar, per teknolog. Arbetet har utförts av fyra teknologer varav tre är studenter på civilingenjörsprogrammet Teknisk Fysik och en är student på civilingenjörsprogrammet Maskinteknik. Kandidatarbetet har gjorts i samarbete med företagen PS of Sweden och BETA CAE Systems.

Gruppen vill rikta ett stort tack till vår alltid lika positiva handledare Magnus Karlsteen som tillsammans med Karin Bjärle, VD på PS of Sweden, gjort detta projekt möjligt och gett oss många goda råd på vägen.

Ett stort tack riktas även till Milton Eduardo Peña från BETA CAE Systems efter all hjälp med programvaran och för att outtröttligt ha svarat på alla våra frågor. Din energi och ditt engagemang har verkligen smittat av sig.

Tack till Dan Bråse från Autoliv, veterinär Åsa Hinton och hästägare Ann-Charlotte Olsson för ett gott samarbete runt mätningar och mätutrustning.

Tack till Hosein Naseri, Karin Brolin och Johan Davidsson från Chalmers Tekniska Högskola, Institutionen för Tillämpad mekanik, som bidragit med värdefull kunskap vid utveckling av materialmodeller till projektet.

Avslutningsvis vill gruppen tacka Evidensia Specialisthästsjukhuset i Helsingborg och avdelningen Bilddiagnostik på Sveriges lantbruksuniversitet som har bidragit med medicinska datortomografiska bilder av hästhuvuden.

Göteborg maj 2017

Ordlista

Bett - metallstycke som placeras i hästens mun för att kunna styra den

CAE - förkortning för Computer Aided Engineering, datorstödd konstruktion på svenska

Datortomografi - skiktröntgen

Element - beståndsdel, enhet

Finita elementmetoden - metod för att skriva om differentialekvationer så att dessa går att approximera med hög noggrannhet

Frame - tryckfördelningen vid en bestämd tidsstämpel vid mätning med Tekscan.

Galopp - Hästens snabbaste gångart, den är tretaktig vilket innebär att hästen först placerar ena bakbenet i marken, därefter det andra bakbenet tillsammans med frambenet på andra sidan hästen och slutligen placerar det andra frambenet i marken

Gångart - hästens olika sätt att röra sig

Histogram - en typ av stapeldiagram

Mesh - engelska ordet för finit elementnät

Ogden - matematisk modell för att beskriva hyperelastiska material

Post-processing - efterbearbetning av beräkningsresultat importerade från solver

Pre-processing - förbearbetning av virtuell modell inför beräkningar

Skikttjocklek - avståndet mellan bilderna vid en datortomografi

Simulering - ett sätt att återskapa en verklighet i en kontrollerad miljö

Skritt - hästens långsammaste gångart, den är fyrtaktig vilket innebär att hästen placerar ett ben i taget i marken

Solver - utför beräkningar på förbearbetad modell importerad från pre-processingprogram

Tomografiskt dataset - Ett dataset med skikt/snitt som bildar en avbildning

Trav - hästens näst snabbaste gångart, den är tvåtaktig vilket innebär att hästen placerar diagonala benparet samtidigt i marken

Träns - utrustning placerad på hästens huvud bestående av läderremmar och ett bett i metall. Används för att styra och bromsa hästen

Yeoh - matematisk modell för att beskriva hyperelastiska material

Innehåll

Figurer	x
Tabeller	xii
1 Introduktion	1
1.1 Syfte	2
1.2 Uppgift	2
1.3 Avgränsningar	3
2 Teori	4
2.1 Hästhuvudets anatomi	4
2.2 Mätningar	5
2.2.1 Tryckkänslig Fujifilm	5
2.2.2 Tryckkänsliga Tekscansensorer	5
2.3 Simulering	5
2.3.1 Finita elementmetoden	6
2.3.2 Datortomografi	6
2.3.3 Segmentering	7
2.3.4 Pre-processing	7
2.3.5 Processing	8
2.3.6 Post-processing	8
2.3.7 Materialegenskaper	9
2.3.7.1 Youngs modul	9
2.3.7.2 Poissons tal	9
2.3.7.3 Hyperelastiska material	9
2.3.7.4 Ortotropa material	10
3 Metod	12
3.1 Mätningar	12
3.1.1 Utrustning	12
3.1.1.1 Val av bett	12
3.1.1.2 Traditionellt trän	13
3.1.1.3 High Jump Revolution	14
3.1.2 Val av hästar	14
3.1.3 Inpassning av trän	15
3.1.4 Mätning med Fujifilm	15
3.1.5 Mätning med Tekscansensorer	16
3.1.6 Bearbetning av mätdata	17

3.2	Simulering	18
3.2.1	Datortomografi	18
3.2.2	Segmentering med RETOMO	18
3.2.3	Pre-processing i ANSA	21
3.2.3.1	Mesh	21
3.2.3.2	Material	24
3.2.3.3	Kontakter	26
3.2.3.4	Randvillkor	26
3.2.3.5	Belastning från nackstycke	27
3.2.4	Processing i Abaqus	28
3.2.5	Post-processing i mETA	28
4	Resultat	29
4.1	Mätningar	29
4.1.1	Resultat från Fujifilm	29
4.1.2	Resultat från Tekscansensorer	30
4.1.2.1	Traditionellt trän	30
4.1.2.2	High Jump Revolution	33
4.2	Simulering	35
4.2.1	Protokoll för simulering av tryck från utrustning på hästar	36
4.2.2	CAE-modell över en hästnacke	36
4.2.3	Resultat från simuleringar i Abaqus	36
5	Analys	39
5.1	Mätningar	39
5.1.1	Analys av resultat från Fujifilm	39
5.1.2	Analys av resultat från Tekscansensorer	40
5.2	Simulering	41
6	Diskussion	42
6.1	Mätningar	42
6.2	Simulering	43
7	Slutsats	45
8	Förslag till framtida studier	46
8.1	Mätningar	46
8.2	Simulering	47
	Referenser	49
A	Utrustningslista mätningar	I
B	MATLAB-kod för bearbetning av mätdata	II

Figurer

1.1	En häst med tränns på. Bett, nackstycke och tyglar finns utmärkta i bilden. .	2
2.1	Skelett av hästens huvud, nacke och hals. Bild från Wikimedia Commons. .	4
2.2	Exempel på 1:a och 2:a ordningens element i 2D och 3D. 1:a ordningens element har en nod i varje hörn medan 2:a ordningens element har noder i varje hörn samt en extra nod mellan varje nodpar	8
3.1	Ett simpelt tredelat bett, ett av de vanligaste betten. Foto: Hööks Hästsport	13
3.2	Exempel på traditionellt tränns med en så kallad aachennosgrimm. Foto: Hööks Hästsport	13
3.3	Till vänster ses PS of Swedens tränns High Jump Revolution. Till höger ses en förstoring av de så kallade vaggorna som ska ge en elastisk kontakt mellan hästens mun och nacke. Foto: PS of Sweden	14
3.4	Till vänster ses häst 1 till höger häst 2, som båda användes till mätningarna.	15
3.5	Handtaget till sensorn placerades ovanpå nackstycket. Den extra vikten på sensorn kalibrerades bort så att endast trycket från nackstycket mättes. . .	17
3.6	Verktyget <i>Image smoothing</i> användes för att reducera brus i bilderna. . . .	19
3.7	Histogrammet som används för att bestämma tröskelvärdena mellan de olika ingående materialen i modellen.	19
3.8	Visuell representation av tröskelvärdet mellan materialen. Gränserna mellan materialen ses i figuren som en gul linje.	20
3.9	Verktygen <i>seed</i> och <i>grow</i> används för att identifiera de olika delarna av modellen. Blått är luft, rött är muskler och gult är skelett.	21
3.10	Meshen som RETOMO skapade. Elementen är för stora och ojämnt fördelade för att meshen ska gå att använda.	22
3.11	När en ny mesh genereras skapas generellt flera olika problem som behöver lösas. Här skär elementen varandra, problemet kallas <i>intersections</i> i ANSA.	23
3.12	De två olika delarna av modellen, observera att de inte är vridna åt samma håll.	23
3.13	En kompressionskurva (eng. <i>stress-strain curve</i>) från kompression av muskel från nötkreatur. På y-axeln syns spänningen i materialet och på x-axeln syns den relativa längdförändringen. Data från Chen et al.[24]	24
3.14	Riktningarna som används för att definiera en ortotrop materialmodell för ben.	25
3.15	Kontakten mellan muskeldelen och skelettdelen, det röda visar ytan tillhörande mastern, muskeldelen, och det blå visar ytan tillhörande slaven, skelettdelen.	26
3.16	De randvillkor som sattes på de fyra snitten av modellen.	27

3.17	Den distribuerade kraften på 4 N som användes för att simulera belastningen från nackstycket.	28
4.1	Tryckfördelning för mätningar med Fuji-film på tränset High Jump Revolution från PS of Sweden. Till vänster visas tryckfördelningen vid mätning under 5 minuter, vilket ger tryckets fördelning under en kort tid. Till höger visas istället hur trycket fördelas över längre tid, vid mätning under 25 minuter.	29
4.2	Tryckfördelning för mätningar med Fuji-film på ett traditionellt tränset. Till vänster visas tryckfördelningen vid mätning under 5 minuter, vilket ger tryckets fördelning under en kort tid. Till höger visas istället hur trycket fördelas över längre tid, vid mätning under 25 minuter.	30
4.3	Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på det traditionella tränset på häst 1.	31
4.4	Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på det traditionella tränset på häst 2.	32
4.5	Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då häst 1 stod stilla, nackstyckets placering är utmärkt med en vit ruta. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led.	32
4.6	Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då häst 2 stod stilla, nackstyckets placering är utmärkt med en vit ruta. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led.	33
4.7	Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 1.	34
4.8	Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 2.	34
4.9	Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då hästen stod stilla, nackstycket approximeras till att täcka hela sensorn. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 1.	35
4.10	Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då hästen stod stilla, nackstycket approximeras till att täcka hela sensorn. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 2.	35
4.11	Den färdiga CAE-modellen av hästens nacke. Muskeldelen har gjorts genomskinlig för att visa skelett-delen innuti. Altaskotan finns utmärkt.	36
4.12	Resultat från simulering av modellen där muskler är modellerade efter Ogden's modell för hyperelastiska material. Enheten för färgskalan är MPa, där rött symboliserar en effektivspänning på över 10 kPa.	37
4.13	Resultat från simulering av modellen där muskler är modellerade efter Yeoh modell för hyperelastiska material. Enheten för färgskalan är MPa, där rött symboliserar en effektivspänning på över 10 kPa.	38

Tabeller

3.1	Meshparametrarna och kvalitetskriterierna som angavs för muskel- respektive skelettdelen vid skapandet av en ny mesh med verktyget <i>batch mesh</i> . Namnet på parametrarna är översatta till svenska, inom parentes syns det engelska namnet.	22
3.2	Materialkonstanter framtagna för en muskelmodell baserad på Yeoh.	24
3.3	Materialkonstanter framtagna för en muskelmodell baserad på Ogden.	25
3.4	Materialparametrarna som användes för att ta fram en materialmodell för ben. Enheten för Youngs modul och Skjuvmodulen är GPa.[25][26]	25
3.5	Resultatet av ekvation (2.6) med inparametrar enligt tabell 3.4, där $r=1$, $t=2$ och $a=3$. Genom att multiplicera alla värden i tabellen med 10^3 stämmer enheterna överens med den av ANSA specificerade enhetsgruppen mm, s, ton, N, MPa.	25
4.1	Medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck. Värdena är för det traditionella tränset på häst 1 och häst 2.	31
4.2	Medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck. Värdena är för tränset High Jump Revolution.	33

1

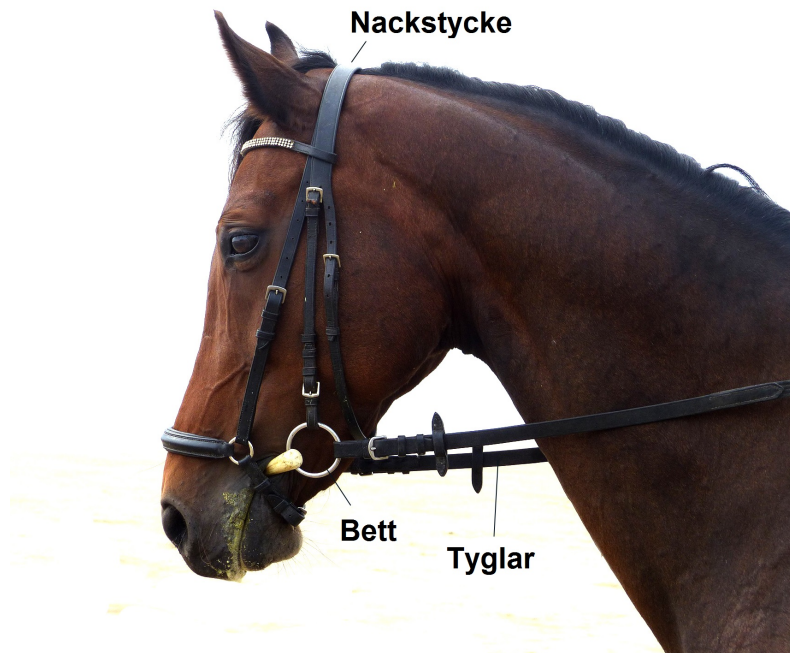
Introduktion

Hästens roll i världshistorien har gått från en viktig hjälp vid jordbruk, transporter och krig till en hobby och en tävlingsindustri. I och med att den moderna hästen gått från arbetsredskap till atlet och lagkamrat har även kraven på dess utrustningen ändrats drastiskt, tillsammans med synen på hästen. Från början hade utrustningen endast ett syfte; hästen skulle kunna utföra sitt arbete. Nu för tiden ska utrustningen göra det så enkelt som möjligt för ryttaren att kommunicera med sin häst med minimala och precisa rörelser. Man har även börjat prata om hästvälfärd och det är idag stort fokus på att behandla hästen på ett etiskt försvarbart sätt.

Det finns två huvudsakliga delar av hästens utrustning, sadeln och tränset. I detta kandidatarbete kommer vi att fokusera på tränset vilket är det som sitter på hästens huvud och håller bettet på plats, se figur 1.1. Tränsen har under lång tid sett väldigt lika ut, den klassiska utformningen dateras så långt tillbaka som till medeltiden. [1] Ridsporten är en väldigt traditionell sport och trots att tekniska lösningar letat sig in i samhällets alla vrår har de inte riktigt nått fram till ridsporten än. De förbättringar av hästens utrustning som gjorts hittills har till stor del byggt på hästmänniskors magkänsla om vad som borde vara bästa lösningen, det saknas ofta bakomliggande forskning och undersökningar av teknisk typ som understödjer besluten. [2]

I detta arbete kommer fokus ligga på en specifik del av tränset, nackstycket. Det svenska företaget PS of Sweden har tagit fram ett nackstycke som ser mycket annorlunda ut gentemot de traditionella tränsens nackstycken. Med deras specialutformade nackstycke hoppas PS of Sweden uppnå ett lägre tryck över hästens nacke, en känslig del av hästen, och därmed skapa ett mer bekvämt tränset.

Genom att mäta, simulera och analysera det tryck ett nackstycke skapar på hästens nacke hoppas gruppen i detta projekt kunna skapa en bättre förståelse för hur hästen påverkas av utrustningen.



Figur 1.1: En häst med träns på. Bett, nackstycke och tyglar finns utmärkta i bilden.

1.1 Syfte

Syftet med projektet är att undersöka PS of Swedens träns utifrån hur de fördelar tryck över hästens nacke, samt jämföra resultatet med motsvarande mätningar på traditionella träns. Projektet ska även ta fram en modell och en metod för att med hjälp av programvara kunna simulera hur trycket från nackstycket sprider sig i hästens nacke. Metoden ska kunna ligga till grund för vidare undersökningar inom området.

1.2 Uppgift

Projektets huvuduppgift är att undersöka tryckfördelning över hästens nacke. Uppgiften delas in i två delar. I den första delen ska projektet undersöka hur PS of Swedens träns skiljer sig mot traditionella träns vad det gäller tryckfördelning och passform över hästens nacke. Detta ska genomföras genom litteraturstudier av hästens anatomi tillsammans med mätningar på trycket under respektive nackstycke. I den andra delen ska en modell och en metod tas fram för att med hjälp av programvara kunna simulera tryckfördelningen över och inuti hästens nacke. Arbetet ska dokumenteras utförligt för att kunna utgöra en grund för vidare arbete med liknande modeller och simuleringar.

1.3 Avgränsningar

PS of Sweden erbjuder en stor mängd modeller på sina tränar och detta projekt kommer att fokusera på ett av deras bästsäljande tränar, High Jump Revolution.

Under mätningarna kommer endast trycket under den del av nackstycket som är mellan öronen att undersökas.

Mätningarna kommer endast att utföras på två olika hästar av typen varmblod. Båda hästarna kommer att ridas av en och samma ryttare för att inte riskera att olika ridstilar påverkar resultatet som är en jämförelse mellan två olika typer av tränar. Ryttaren ska inte heller ha ridit någon av hästarna tidigare.

2

Teori

Teoriavsnittet är uppdelat i tre delar där den första delen berör hästhuvudets anatomi, den andra delen är kopplad till mätningarna och den tredje delen är kopplad till simuleringarna.

2.1 Hästhuvudets anatomi

Hästens huvud och hals är mycket viktiga för hästens balans och förmåga att röra sig. Halsen byggs upp av sju kotor vilka genomlöps av ryggmärgen och det perifera nervsystemet. Vid dessa kotor ansluter också hundratals muskler som gör att hästen kan röra på huvud och hals. Vidare från halskotorna löper sedan nervtrådar och muskler vidare genom hästens kropp och kopplar de olika kroppsdelarna till varandra. Eftersom nervsystemet och många muskler har sin startpunkt i hästens nacke är detta ett mycket känsligt område på hästens kropp vilket också påverkas av funktionen i hästens övriga kroppsdelar. Smärta i till exempel ett framben fortplantas snabbt till spänningar i hästens nacke och vice versa.[3] Den första kotan i hästens hals kallas för atlaskotan och är placerad strax bakom hästens nacke. Tillsammans med nästkommande halskota är den mycket betydelsefull för huvudets rörlighet. Dessa kotor är utformade så att de har stor rörlighet både i vertikal- och horisontalled och gör bland annat möjligt för hästen att nicka med huvudet. Allt som allt är hästens nacke mycket viktig för hela hästens funktion och rörlighet.[4]



Figur 2.1: Skelett av hästens huvud, nacke och hals. Bild från Wikimedia Commons.

2.2 Mätningar

Tryck kan mätas genom ett flertal olika metoder. I det här projektet har två olika mätutrustningar valts ut, tryckmätning med Fujifilm och tryckmätning med tryckkänsliga sensorer från Tekscan. Deras olika metoder för registrering av tryck presenteras i följande avsnitt.

2.2.1 Tryckkänslig Fujifilm

Tryckkänslig Fujifilm kan utnyttjas för att utföra enklare tryckmätningar där det intressanta är att hitta tryckpunkter och få en känsla för den aktuella tryckfördelningen. Fujifilmen består av två olika sorters ark, kallade A- och C-film. A-filmen är ett polyesterark belagt med ett skikt av mikrokapslar fyllda med ett färgbildande material medan C-filmen är ett polyesterark belagt med ett färgframkallande medel. Utsätts dessa filmer för tryck då de ligger an mot varandra spricker mikrokapslarna och skapar röda fläckar på C-filmen varpå man kan studera tryckfördelningen. Som sagt passar denna metod för att få fram en karta över intressanta punkter och områden men det är svårt att få ut ett bra värde på trycket då filmerna är känsliga både för temperatur och luftfuktighet.[5]

2.2.2 Tryckkänsliga Tekscansensorer

För exakta mätningar av tryck mellan ytor kan man använda sig av sensorer från Tekscan. Tekscans sensorer är uppbyggda av två tunna plastfilmer med ett piezoresistivt material mellan. Piezoresistivitet är en egenskap hos vissa material som gör att de ändrar sin resistivitet då de deformeras. I Tekscans sensorer utnyttjas detta genom att se till att materialets ledningsförmåga varierar linjärt med kraften från pålagd belastning.[6] Resistans beräknas enkelt genom Ohms lag, $U = RI$, och om man har en konstant spänning över sensorerna beräknas resistansen, och samtidigt den pålagda kraften, enkelt genom att mäta hur mycket ström som leds genom sensorn. Med hjälp av Tekscans mjukvara kan en film spelas upp där man kan se och avläsa trycket under hela mätsekvensen som kan vara allt från ett par sekunder till flera minuter.

2.3 Simulering

Att på olika sätt kunna simulera verkligheten är användbart inom många, om inte de flesta, branscher. Ett vanligt sätt att göra det på är att utnyttja speciellt framtagna programvaror för uppgiften. Datorstödd konstruktion, som oftare går under sin engelska förkortning CAE (Computer Aided Engineering), är metoden att använda datorprogram för att lösa olika typer av tekniska problem som är svåra, om inte omöjliga, att lösa för hand. Begreppet CAE rymmer många olika typer av datorstödd konstruktion, bland annat design, produktion, processplanering, kvalitetskontroll, simulering och analys. Projektet har använt CAE-programvara för att konvertera datortomografiska bilder till en tredimensionell modell och med hjälp av modellen utföra en simulering och analys med finita elementmetoden.

2.3.1 Finita elementmetoden

Verkligheten kan i många fall beskrivas och modelleras med hjälp av differentialekvationer. Dessa differentialekvationer är dock ofta allt för komplicerade för att lösas direkt med klassiska metoder. Finita elementmetoden ger ett verktyg för att förenkla differentialekvationerna på ett sätt som gör dem möjliga att approximera med hög noggrannhet.

För att finita elementmetoden ska fungera måste de differentialekvationer som beskriver problemet kunna antas hålla över hela det område man är intresserad av att undersöka. Det spelar däremot ingen roll om området är en-, två- eller tredimensionellt. Istället för att försöka hitta en approximation som håller över hela området så delar man med finita elementmetoden upp området i väldigt små delar, så kallade finita element, och approximerar över varje element. En stor fördel med att dela upp ett område i finita element är att även om variationerna över hela området är väldigt ickeinjära och svåra att beskriva så kan variationerna över en liten del gå att approximera relativt enkelt.

När man bestämt vad man vill approximera på varje element kan man räkna ut hur varje element ensamt kommer att bete sig. När man bestämt hur elementen beter sig individuellt så sammanfogas de med hjälp av ett antal regler till ett så kallat finit elementnät, som oftare går under sitt engelska namn *finite element mesh* eller bara *mesh*. På så sätt får man en approximation som gäller över hela det område man vill undersöka. Approximationen blir bättre ju fler element man delar in ett område i. Detta gör att trots att beräkningarna över varje enskilt element blir relativt enkla så gör det stora antalet element som krävs redan över ett mindre område att antalet beräkningar blir många och svårhanterliga utan hjälp av dator.

Projektet har använt flera typer av avancerad programvara som grundar sig i finita elementmetoden för att kunna simulera och analysera hur ett nackstycke påverkar en häst. En datorstödd analys med finita elementmetoden utförs generellt sett i tre steg som går under sina engelska namn, *pre-processing*, *processing* och *post-processing*. Som namnet antyder är *pre-processing* det förberedande arbetet där man skapar sitt finita elementnät och ställer upp differentialekvationerna som beskriver problemet. Nästa steg, *processing*, är att matematiskt lösa differentialekvationerna och i det tredje steget, *post-processing*, efterbearbetas och tolkas resultaten. [7]

2.3.2 Datortomografi

Datortomografi, förkortat DT, är en typ av röntgen som även går under sitt äldre namn skiktröntgen, vilket ger en bättre bild av vad ordet innebär i praktiken. På engelska kallas datortomografi för *computerized tomography* och förkortas *CT*. Det är inte ovanligt att förkortningen *CT* används även på svenska. Vid vanlig röntgen, som ibland kallas för slätröntgen, skickas röntgenstrålar från en vinkel rakt igenom objektet man vill avbilda. Röntgenstrålarna försvagas olika mycket beroende på vilken typ av vävnad de passerar igenom och resultatet blir en tvådimensionell, slät bild av det man vill avbilda.

Under en datortomografi skickas röntgenstrålarna istället som ett solfjäderformat knippe. Strålarna fångas upp och läses av och genom så kallad filtrerad återprojektion kan man med datorns hjälp återskapa en tvådimensionell tvärsnittsbild av objektet. Man tar ett stort antal tvärsnittsbilder med korta avstånd mellan längs hela objektet. Bilderna kan

därefter sammanfogas till en tredimensionell avbildning i en dator. Kvaliteten på avbildningen beror på många faktorer. En viktig del i att få en bra tredimensionell avbildning är att man tar tvärsnittsbilderna tillräckligt tätt, alltså med tillräckligt liten så kallad skiktthjocklek, och med tillräckligt hög upplösning på själva bilderna. [8]

2.3.3 Segmentering

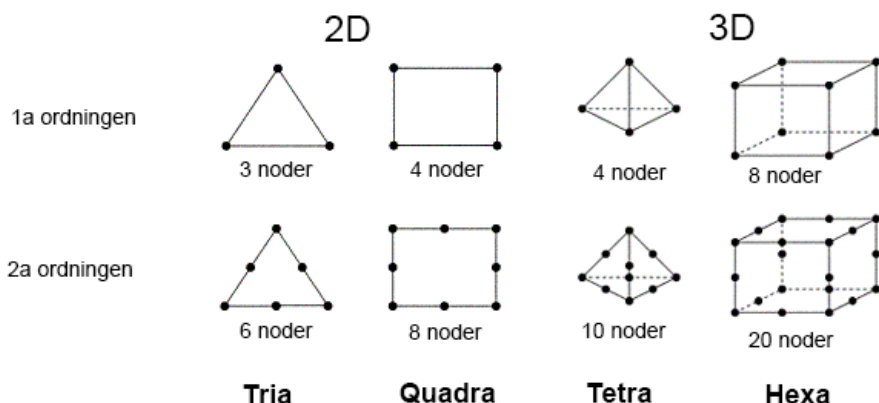
För att kunna konvertera ett tomografiskt dataset från att bara vara en uppsättning bilder till en tredimensionell, virtuell modell behöver datasetet segmenteras. Segmenteringsprocessen innebär att man märker upp varje pixel i bilderna efter deras egenskaper så att pixlar med samma märkning delar vissa egenskaper. Detta gör det möjligt att översätta ett tomografiskt dataset till en tredimensionell modell redo för förbearbetning i lämpligt förbearbetningsprogram eller *pre-processor*.

Ett tomografiskt dataset innebär i praktiken oftast en datortomografi av det objekt man vill skapa en modell av. Modellens detaljrikedom och kvalitet beror mycket på kvaliteten och upplösningen hos det dataset man vill översätta. Två viktiga faktorer är avståndet mellan bilderna i datasetet, skiktthjockleken, och själva bildernas upplösning. Många gånger är kvaliteten hos ett dataset sämre än vad man skulle önska, men den typ av programvara som används för segmentering ger möjlighet att kompensera för detta genom att ge användaren möjlighet att till exempel justera antal material och hur dessa gränsar till varandra så att varje pixel kan märkas upp med rätt materialdata. [9]

2.3.4 Pre-processing

En pre-processor är en programvara som används till det förberedande arbetet som krävs innan en simulering kan göras. Det är i pre-processorn som de ekvationer som beskriver modellen och problemet definieras.

Pre-processorn tar in en modell som beskriver geometrin för objektet man vill göra en simulering på. Modellen byggs upp i pre-processorn av ett finit elementnät, fortsättningsvis kallat *mesh* efter sitt engelska, mer vedertagna, namn. På detta sätt förbereds modellen för lösning med hjälp av finita elementmetoden. Meshen byggs upp av element som i sin tur definieras av de noder som bygger upp elementet. Ett element kan vara av 1:a eller 2:a ordningen, där element av 1:a ordningen har en nod i varje hörn och element av 2:a ordningen har noder i varje hörn samt en extra nod mellan varje nodpar, se figur 2.2. Användningsområdena skiljer sig delvis mellan de olika ordningarna av element men också mellan vilken geometri elementet har. Tiden det tar att köra beräkningarna påverkas av antalet noder modellen byggs upp av med en faktor n^2 , där n är antalet noder. Det är därför en avvägning mellan hur snabbt simuleringen ska gå jämfört med hur noggrann den ska vara. [10]



Figur 2.2: Exempel på 1:a och 2:a ordningens element i 2D och 3D. 1:a ordningens element har en nod i varje hörn medan 2:a ordningens element har noder i varje hörn samt en extra nod mellan varje nodpar

En modell byggs ofta upp av en blandning av två typer av element, skalelement och volymelement. Skalelementen befinner sig i tre dimensioner men är baserade på 2D-strukturer. Trots att elementen är baserade på 2D-strukturer kan elementen ha en tjocklek, vilket gör att vid vissa simuleringar kan skalelement räcka. Skalelement har sex frihetsgrader; translation och rotation i tre dimensioner. Volymelement är tredimensionella och har endast tre frihetsgrader; translation i tre dimensioner.

Utöver att diskretisera modellen i form av en mesh används pre-processorn till att definiera problemet som önskas lösas. För att ställa upp en fullt definierad modell över problemet behövs randvillkor, belastning (vid mekaniska simuleringar) och eventuella kontakter definieras. En annan viktigt aspekt är att definiera vilket eller vilka material modellen består av. När allt detta är klart har modellen gått från att endast vara en geometrisk modell till att vara en fullt definierad så kallad CAE-modell.

2.3.5 Processing

En programvara kallad *solver*, används för att lösa de ekvationer som definierades under pre-processing. För att en solver ska förstå de ekvationer den får från pre-processorn måste förberedelserna av modellen ha gjorts med hänsyn till vilken solver som ska användas. Exempel på egenskaper som är solverspecifika är hur material, kontakter och belastning definieras. Det finns många typer av solvers anpassade för olika typer av simuleringar.

2.3.6 Post-processing

För att kunna analysera de resultat som fås från en solver efter processing används en post-processor. Den tar de numeriska resultat som fås från solvern och visar dem grafiskt för att underlätta tolkning och analys. Användaren kan välja hur och vilken del av lösningen som ska visas.

2.3.7 Materialegenskaper

För att kunna simulera verkligheten så korrekt som möjligt behöver modellens material beskrivas på ett bra sätt. Materialet definieras i pre-processorn, men ofta behövs en del förarbete innan materialet kan definieras. Nedan presenteras kort information om några materialparametrar samt två olika materialmodeller som behövs för det här projektet.

2.3.7.1 Youngs modul

Youngs modul, eller elasticitetsmodulen, är en materialberoende parameter som beskriver hur ett materials deformation förhåller sig till den mekaniska spänning det utsätts för. Deformationen måste vara linjärt elastisk och återgå till samma form efter att spänningen eliminerats. Klassiskt bestäms denna parameter genom dragprov av materialet där Youngs modul, E , bestäms enligt

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}, \quad (2.1)$$

där σ står för spänningen i materialet och $\epsilon = \frac{\text{Längdförändring}}{\text{Längden från början}}$ är den dimensionslösa deformation som blir i materialet på grund av spänningen.

2.3.7.2 Poissons tal

Poissons tal är ett mått på hur ett material expanderar/komprimeras i ett led då det utsätts för kraft i ett annat led. Exempelvis blir föremål ofta smalare på bredden då de utsätts för dragkrafter på längden. Poissons tal ligger oftast mellan 0-0.5, vilket innebär helt kompressibelt respektive inkompressibelt material.

2.3.7.3 Hyperelastiska material

Många material går inte att beskriva genom en vanlig linjärt elastisk modell. Dessa material kan ge upphov till en icke-linjär dragprovskurva, vilket leder till att Youngs modul blir svårbestämd. Exempel på material av denna typ är gummi, men även biologisk vävnad, som muskler, och dessa kan beskrivas enligt denna modell. [11] Hyperelastiska material är nästan inkompressibla, med ett Poissons tal nära 0.5.

Det finns flera olika modeller för att beskriva hyperelastiska material. I det här arbetet ska tre olika modeller undersökas för att hitta en passande materialmodell för muskler. Modellerna beskrivs av töjningsenergifunktionen W som uppkommer när ett elastiskt material utsätts för deformation. [12]

Ogdenmodellen utvecklades av Raymond Ogden 1972. Den beskriver töjningsenergifunktionen W i termer av töjningarna (eng. *principal stretches*) λ_1 , λ_2 och λ_3 enligt

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) + \sum_{p=1}^N \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i} \quad (2.2)$$

där materialkonstanterna μ_p och α_p beskriver skjuvbeteendet hos materialet, D_i relaterar till kompressibiliteten och J är volymförhållandet där $\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i$. [13] [14]

Den polynomiala modellen introducerades av Rivlin och Saunders 1951. Den bygger på två invarianter, I_1 och I_2 som fås från den vänstra Cauchy Green tensorn: $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$ och $I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$. Töjningsenergifunktionen ges av

$$W = \sum_{i,j=0}^N C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j + \sum_{p=1}^N \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i} \quad (2.3)$$

där C_{ij} relaterar till skjuv-egenskaperna och D_i relaterar till kompressabiliteten. $C_{00} = 0$. [13] [14]

Yeoh tog fram sin modell 1993. Denna modell baseras på den polynomiala modellen men använder endast en av invarianterna från den vänstra Cauchy Green tensorn, I_1 . Töjningsenergifunktionen ges enligt Yeohs modell av

$$W = \sum_{i=1}^N C_i (I_1 - 3)^i + \sum_{p=1}^N \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i} \quad (2.4)$$

där C_{ij} relaterar till skjuv-egenskaperna och D_i relaterar till kompressabiliteten. [13] [14]

Då full inkompressibilitet antas är $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$ vilket innebär att den andra summationen stryks från töjningsenergifunktionerna ovan.

2.3.7.4 Ortotrop material

Ortropa material har olika materialegenskaper i tre ömsesidigt ortogonala riktningar. Trä är ett vanligt förekommande ortotrop material, men även ben ses som ett ortotrop material. [15]

För att kunna göra hållfasthetsberäkningar på materialet behövs 9 oberoende variabler: Youngs modul, E_x , E_y , E_z , Poissons tal, ν_{xy} , ν_{yz} , ν_{zx} samt skjuvmodulen G_{xy} , G_{yz} , G_{zx} . Relationen mellan spänning och längdförändring i de olika riktningarna analyseras med hjälp av Hookes lag i tre dimensioner (2.5). [14]

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{1111} & D_{1122} & D_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & D_{2222} & D_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & D_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & D_{1212} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & D_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & D_{2323} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{zz} \\ \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} \\ \epsilon_{xy} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Överföringstensorn ges med hjälp av 2.6

$$\begin{aligned}
 D_{1111} &= E_1(1 - \nu_{23}\nu_{32})\Upsilon \\
 D_{2222} &= E_2(1 - \nu_{13}\nu_{31})\Upsilon \\
 D_{3333} &= E_3(1 - \nu_{12}\nu_{21})\Upsilon \\
 D_{1122} &= E_1(\nu_{21} - \nu_{31}\nu_{23})\Upsilon \\
 D_{1133} &= E_1(\nu_{31} - \nu_{21}\nu_{32})\Upsilon \\
 D_{2233} &= E_2(\nu_{32} - \nu_{12}\nu_{31})\Upsilon \\
 D_{1212} &= G_{12} \\
 D_{1313} &= G_{13} \\
 D_{2323} &= G_{23} \\
 \Upsilon &= \frac{1}{1 - \nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23}\nu_{32} - \nu_{13}\nu_{31} - 2\nu_{21}\nu_{32}\nu_{13}}
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

och sambanden 2.7,

$$\begin{aligned}
 \frac{\nu_{yz}}{E_y} &= \frac{\nu_{zy}}{E_z} \\
 \frac{\nu_{zx}}{E_z} &= \frac{\nu_{xz}}{E_x} \\
 \frac{\nu_{xy}}{E_x} &= \frac{\nu_{yx}}{E_y}.
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

3

Metod

I detta kapitel presenteras arbetssättet som har använts för att mäta tryckfördelningen under nackstyckena på det traditionella tränset samt PS of Swedens träns High Jump Revolution. Även arbetsgången för att ta fram en simulering av tryck på hästens nacke visas.

3.1 Mätningar

Mätningar av tryck på hästens nacke har genomförts med hjälp av två olika metoder, dels framtagande av tryckets fördelning under nackstycket med Fujifilm och även uppmätning av trycket med hjälp av tryckkänsliga sensorer från Tekscan. De två metoderna liksom den utrustning som användes presenteras nedan.

3.1.1 Utrustning

I följande avsnitt förklaras och motiveras den grundläggande utrustning som har använts under projektets gång. En fullständig utrustningslista inkluderande även den utrustning som inte är i behov av en utförlig förklaring och motivering presenteras i appendix A.

3.1.1.1 Val av bett

Vid val av bett undersöktes först vilka bett som försökshästarna gick på i vanliga fall. Det visade sig att båda försökshästarna ofta reds med ett så kallat tredelat tränset, se figur 3.1. Det tredelade tränset är ett av de simplaste och mest använda betten inom hästsporten och fördelar inget av kraften i tyglarna till nackstycket. [16] Sett till dessa fördelar ansågs det tredelade tränset vara ett bra val av bett för mätningarna i detta arbete.



Figur 3.1: Ett simpelt tredelat bett, ett av de vanligaste betten. Foto: Hööks Hästsport

3.1.1.2 Traditionellt träns

Det träns vi valt att använda som exempel på traditionellt träns är ett vanligt aachenträns, se figur 3.2. Tränsets nosgrimma är separerad från nackstycket och löper som en egen 1.2 cm bred rem över hästens nacke, under nackstycket. Nackstycket består av en 2.5 cm bred, rak läderrem. Denna utformning av träns är den mest traditionella och har använts länge inom alla grenar inom hästsporten. Designen bakom dessa träns syftar mest till att man ska kunna styra hästen och det finns ingen större bakomliggande tanke kring hur det anpassas till hästens anatomi. [17]

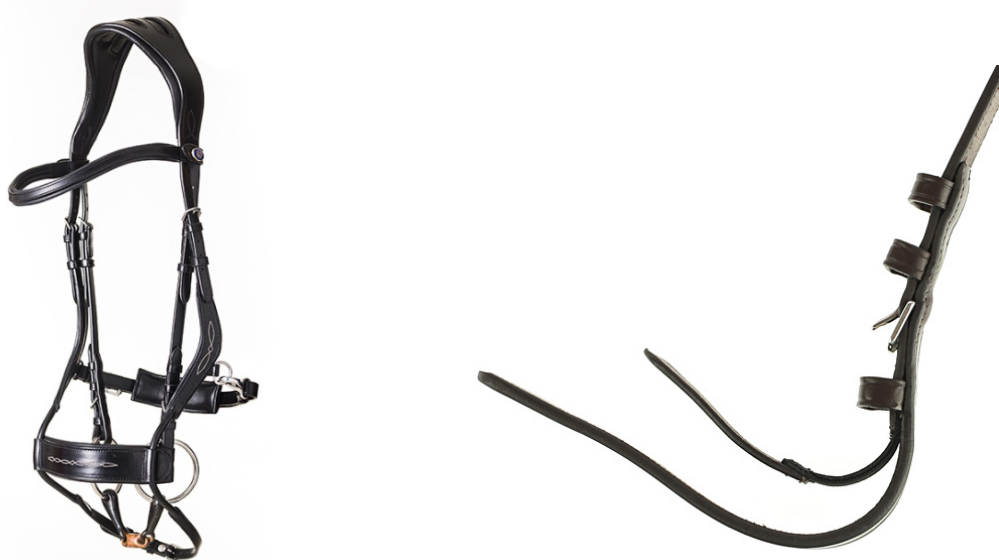


Figur 3.2: Exempel på traditionellt träns med en så kallad aachennosgrimma. Foto: Hööks Hästsport

3.1.1.3 High Jump Revolution

PS of Sweden har en mängd olika tränar utformade utefter hästens anatomi i samarbete med en veterinär, även utbildad hästtandläkare och kiropraktor på häst.[18]

Fokus med utformningen på tränaren ligger i att minska trycket på tryckkänsliga ytor på hästens huvud, framförallt över nacke och nos. I det här projektet används tränset *High Jump Revolution*, se vänster del av figur 3.3. Dess nackstycke har en bred anliggningsyta mot hästens nacke för att fördela trycket. Det har också en utskärning runt öronen för att hästen ska kunna röra dessa fritt utan att nackstycket trycker mot dem. För att vidare minska trycket över hästens nacke har tränsets sidostycken en konstruktion som kallas vaggor, se höger del av figur 3.3. Vaggorna består av ett elastiskt band som man knäpper fast bittet i istället för att som normalt knäppa fast bittet med en läderrem. Dessa används för att ge en elastisk kontakt mellan hästens mun och nacke. [19]



Figur 3.3: Till vänster ses PS of Swedens tränar High Jump Revolution. Till höger ses en förstoring av de så kallade vaggorna som ska ge en elastisk kontakt mellan hästens mun och nacke. Foto: PS of Sweden

3.1.2 Val av hästar

Testerna utfördes på två hästar, vilka valdes med tanke på deras kroppsbyggnad. För att öka bredden på undersökningen trots att mätningar endast görs på två hästar har två hästar med ganska olika kroppsbyggnad, med fokus på huvudets utseende valts. De hästar som valdes presenteras med bild nedan, se figur 3.4.

Häst 1: Sto född 2011, halvblod.

Häst 2: Valack född 2005, Bayerischer.



Figur 3.4: Till vänster ses häst 1 till höger häst 2, som båda användes till mätningarna.

3.1.3 Inpassning av träns

Innan någon utomstående utrustning placerades på hästen för mätning passades först tränsen in för att de skulle sitta så optimalt som möjligt. Båda tränsen passades in efter traditionella metoder som funnits inom hästsporten i många år vilket innebär [20]:

- Sidostyckena spändes så att två veck skapades i hästens mungipa.
- Den traditionella aachennosgrimman placerades två fingerbredder under hästens kindben.
- Nosgrimman hos High Jump Revolution placerades så att den följer strax under hästens kindben.
- Nosgrimman spändes så att två fingrar fick plats mellan nosgrimman och hästens nosrygg.
- Käkremmen spändes så att en knuten näve fick plats mellan remmen och undersidan av hästens käke.

För att göra dessa mått generella för alla mätningar i detta arbete användes ryttarens fingrar som måttstock.

3.1.4 Mätning med Fujifilm

För att så tydligt som möjligt kartlägga tryckfördelningen under nackstycket gjordes dels korta och dels lite längre mätningar med Fujifilm. Detta för att dels se vilka tydliga tryckpunkter som fanns samt för att se hur trycket fördelades under en längre tid. De korta mätningarna motsvarade 5 min och de längre mätningarna 25 min. För varje träns gjordes två mätningar av varje sort, totalt gjordes alltså 8 mätningar. Mätningarna gjordes på häst 1 och det var den ryttare som normalt rider hästen som red. Denna ryttare är inte samma som i mätningarna med Tekscan.

Fujifilmen klipptes till för att täcka så mycket som möjligt av den del av respektive tränns nackstycke som ligger an mot nacken i området mellan hästens öron. Dessutom anpassades filmen för att ligga an platt mot hästens nacke, därför klipptes delar som låg an mot hästens öron, och därmed böjdes, bort i så stor mån det gick. Fujifilmen placerades under tränsets nackstycke då hästen hade tränset på sig. Detta gjordes genom att lyfta upp nackstycket från hästens nacke och skjuta in filmen därunder. Då Fujifilmen reagerar på tryck direkt när det appliceras kan inte filmen flyttas efter att den placeras under nackstycket och därmed kan det hända att filmen till exempel ligger an lite mot hästens öron även om det inte var tanken. Efter att mätningarna var klara markerades tränsets position på Fujifilmen med permanentpenna varpå nackstycket lyftes upp igen och filmen drogs ut. Därefter avlägsnades A- och C-film från varandra direkt.

Mätningarna med Fujifilm användes för att ge en tydlig bild av hur tryckfördelningen ser ut under nackstycket samt för att ge en indikation på tryckets placering och magnitud. Allt detta för att underlätta samt ge stöd åt de mer exakta mätningarna med Tekscansensorer.

3.1.5 Mätning med Tekscansensorer

För att beräkna trycket under nackstycket på både traditionella tränns och tränns från PS of Sweden utfördes mätningar med utrustning från Tekscan. Sensorn samt handtaget till utrustningen fästes vid respektive tränns nackstycke och därefter placerades tränset på hästen. Sensorn placerades under mitten av nackstycket på tränsen och själva handtaget till sensorn placerades ovanpå nackstycket enligt figur 3.5 för att inte störa eller skrämma hästen. Sensorn kalibrerades senare med en vikt på 295 gram. Dessutom lades handtaget på sensorn under kalibreringen för att på så vis kunna bortse från den extra vikten från handtaget. Resten av utrustningen: dator, batteri och usb-port till sensorn, placerades i en ryggsäck som bars av ryttaren.

På båda tränsen gjordes mätningar under 25 sekunder med 20 mätningar, så kallade *frames*, per sekund under de tre gångarterna skritt, trav och galopp längs ytterkanten på ridbanan där ryttaren hela tiden red med jämnt stöd i båda tyglarna. Alla mätningar gjordes både i höger och vänster varv. Det gjordes även mätningar då hästen stod still samt när den skrittade på långa tyglar och alltså fritt valde vilken form den ville gå i. I resten av rapporten kommer skritt med långa tyglar att kallas skritt 1 och skritt med korta tyglar kallas skritt 2. Mätningarna startades manuellt av en medhjälpare på marken via ett trådlöst tangentbord och startades genomgående vid samma position i början av ridbanans långsidor i alla mätningar.



Figur 3.5: Handtaget till sensorn placerades ovanpå nackstycket. Den extra vikten på sensorn kalibrerades bort så att endast trycket från nackstycket mättes.

3.1.6 Bearbetning av mätdata

Den mätdata som samlats in från mätningarna med Tekscan-sensorer har bearbetats och analyserats med hjälp av ett program skrivet i MATLAB. Programmet beräknade utifrån mätdata medeltryck för de olika mätningarna, liksom det högsta respektive lägsta medeltryck för sensorn som erhöles under någon frame under varje mätnings gång.

Vid beräkning av medeltryck räknades de punkter på sensorn placerade under nackstycket som inte utsattes för tryck bort. Genom att räkna bort dessa punkter fås en bättre överblick för hur högt trycket blir på de punkter där trycket faktiskt appliceras. Att räkna med även punkter som inte utsätts för tryck vid beräkning av medeltrycket över sensorn hade gett ett lägre medeltryck och därmed en skev bild av amplituden på trycket som appliceras på hästens nacke. Medeltrycken för varje frame plottades sedan mot motsvarande tidsstämpel för att visualisera hur medeltrycket förändras under mätningens gång. Vidare plottades även trycket för varje punkt på sensorn för att visa tryckfördelningen på sensorerna över tid. Varje frame plottades mot motsvarande tidsstämpel och på så vis kunde tryckfördelningen för mätningen spelas upp som en film, liksom visas som stillbilder motsvarande enskilda frames.

För vidare information om hur beräkningarna gjorts se bifogad MATLAB-kod i appendix B.

3.2 Simulering

Nedan beskrivs metoden att gå från medicinska bilder till en färdig CAE-modell, redo för simulering.

3.2.1 Datortomografi

Vid en datortomografi av en levande häst behöver hästen en lufttub för att säkerställa syresättningen och kan bara placeras i ett begränsat antal ställningar, därför har projektet valt att använda sig av bilder från döda hästar. De bilder med bäst kvalitet på den del som intresserade projektet kom från en häst som röntgats liggandes på sidan. Detta medförde att hästens ena sida var något tilltryckt, men då hästen för projektets syfte kan antas vara symmetrisk räckte det att ena halvan av huvudet var av god kvalitet.

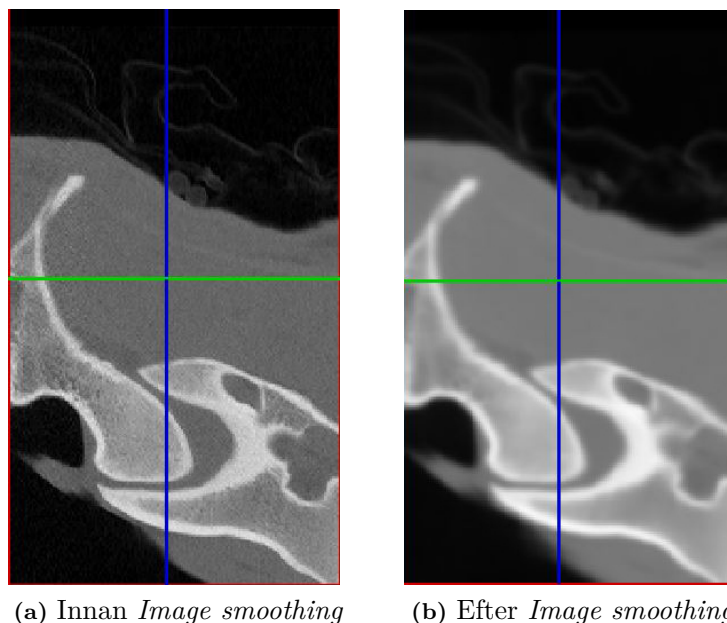
Det tomografiska dataset som projektet använt har efter beskärning 320 bilder över ett område som är ungefär 280 mm långt vilket ger en skikttjocklek på ungefär 0.9 mm. För 3D-modellering rekommenderas en skikttjocklek på max 1.25 mm. [21]

3.2.2 Segmentering med RETOMO

För att på ett realistiskt sätt kunna simulera hur tränsets nackstycke påverkar hästens nacke behövdes en modell lämplig för datorstödd konstruktion tas fram av en hästs nacke. För att få en så anatomiskt korrekt modell som möjligt skapades modellen genom att med hjälp av segmenteringsverktyget RETOMO konvertera medicinska datortomografiska bilder av ett hästhuvud till en virtuell tredimensionell modell. Programvaran RETOMO tillhandahålls av BETA CAE Systems och i projektet har version 17.1.0 använts.

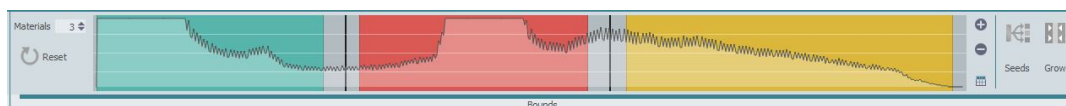
Innan segmenteringsprocessen inleddes importerades hästhuvudets tomografiska dataset till RETOMO och beskars i flera riktningar. För att spara beräkningstid och förenkla finjusteringar av modellens parametrar gjordes modellen så liten som möjligt. Modellen beskars så att endast den del av nacken som påverkas av nackstycket återstod. Hästen antogs dessutom vara symmetrisk längs ryggraden och beskars även längs symmetrilinjen så att bara ena halvan av hästens nacke betraktades.

Bilderna innehöll ett visst brus som gör det svårare för programmet att generera homogena material. Därför användes verktyget *image smoothing* för att jämna ut bruset och få renare övergångar mellan de ingående materialen. Se figur 3.6. På grund av upplösningskvaliteten på bilderna och för att få en enklare modell att arbeta med, förenklades modellen till att bara innehålla två material, muskler och ben. I RETOMO betyder det tre material eftersom luften runt modellen också räknas som ett material.

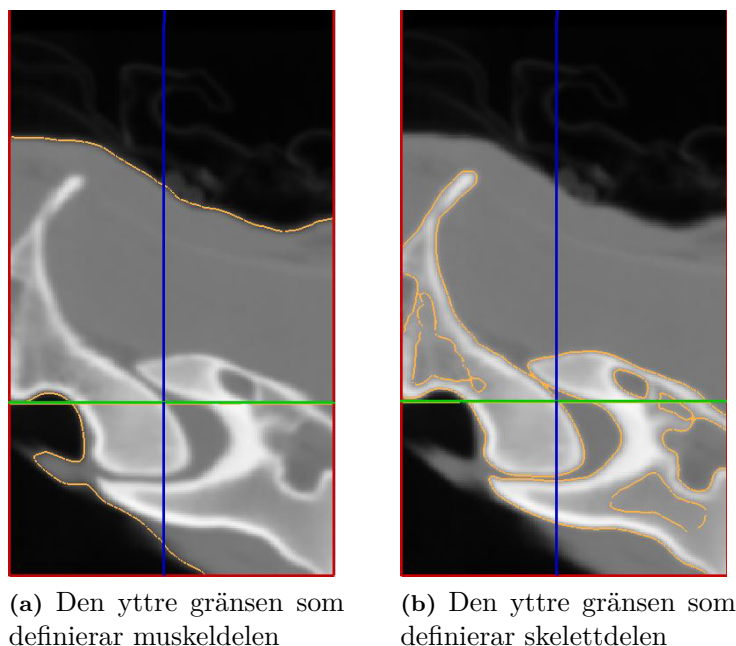


Figur 3.6: Verktöget *Image smoothing* användes för att reducera brus i bilderna.

Segmenteringsprocessen i RETOMO skedde i tre steg. I det första steget användes histogrammet för att uppskattningsvis definiera tröskelvärdena mellan de ingående materialen. Genom att ändra trösklarna i histogrammet, se figur 3.7, definierades gränserna mellan materialen. I figur 3.8 syns i gult de gränser som på ett visuellt sätt definierar tröskelvärdena mellan materialen. Gränserna flyttar sig och förändras beroende på trösklarnas position i histogrammet.



Figur 3.7: Histogrammet som används för att bestämma tröskelvärdena mellan de olika ingående materialen i modellen.

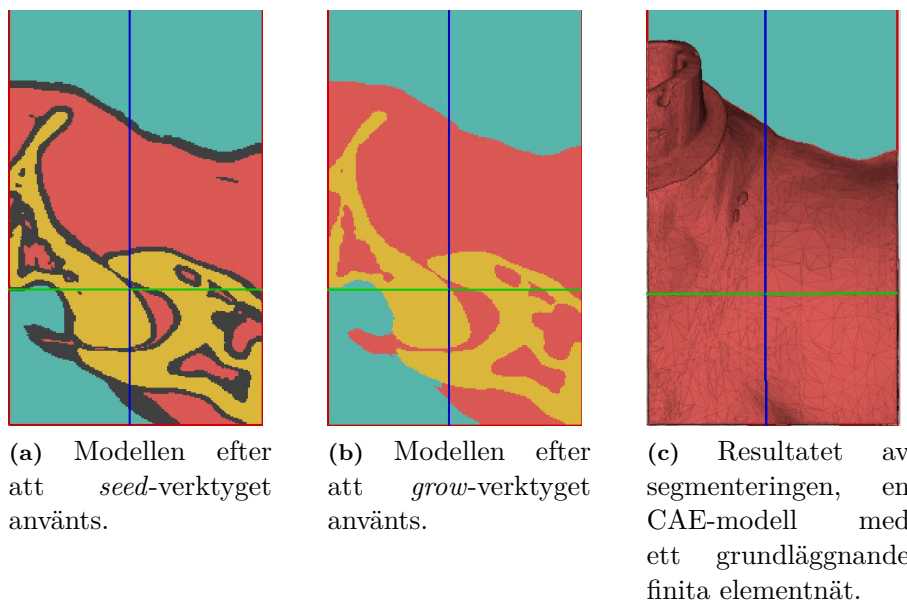


Figur 3.8: Visuell representation av tröskelvärden mellan materialen. Gränserna mellan materialen ses i figuren som en gul linje.

I det andra steget justerades de färgade områdena i histogrammet. Dessa definierar de områden av bilderna som man är säker innehåller ett visst material. När man närmar sig tröskelvärdena blir det normalt sett betydligt svårare att bedöma om en pixel tillhör materialet på ena eller andra sidan om tröskeln. Dessa osäkra områden lämnas ofärgade för att senare materialbestämmas med hjälp av programmet. Med funktionen *seed* tilldelades material till de pixlar som med säkerhet är av ett visst material. Förutom att använda sig av informationen från histogrammet stämmer programmet även av med omgivande pixlar om det är rimligt att tilldela en viss pixel ett visst material. Figur 3.9 (a) visar modellen efter att *seed*-vektyget använts. De pixlar som ännu inte tilldelats ett material visas som gråa i figuren.

Det sista steget i segmenteringsprocessen är att identifiera materialet hos de pixlar som fortfarande inte har tilldelats något material. Med funktionen *grow* tillämpas en algoritm som genom att undersöka en pixels omgivande pixlar kommer fram till vilket material pixeln bör tilldelas. Detta gör så att områdena med redan bestämt material växer ut och tar över de områden som tidigare hade okänt material och till sist möts. Figur 3.9 (b) visar modellen efter att *grow*-vektyget använts. De gråa områdena har nu försvunnit.

Till sist skapades med funktionen *mesh* ett enkelt finita elementnät. Modellen var därefter färdig att importeras till lämplig preprocessor. I figur 3.9 (c) visas hur modellen ser ut efter att finita elementnätet skapats.



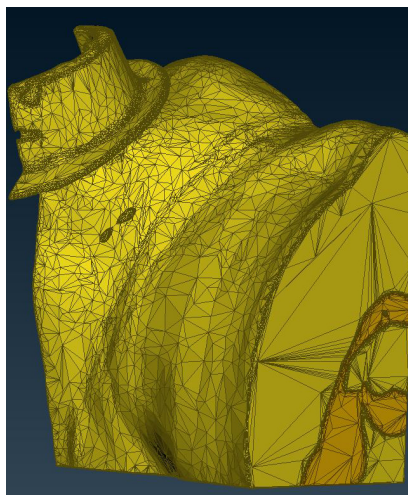
Figur 3.9: Verktögen *seed* och *grow* används för att identifiera de olika delarna av modellen. Blått är luft, rött är muskler och gult är skelett.

3.2.3 Pre-processing i ANSA

ANSA version 17.1.0, från BETA CAE Systems, användes som pre-processor för att förbereda den modell som genererades i RETOMO för simulering i Abaqus. ANSA användes för att generera en godkänd mesh över modellens geometri, definiera material för de två delarna modellen bestod av, definiera belastningen modellen utsattes för samt sätta randvillkor för modellen. En global enhetsgrupp valdes till mm, s, ton, N, MPa. Alla in- och ut-parametrar ska följa denna enhetsgrupp. Nedan följer en djupare genomgång av varje steg i processen att ta fram en CAE-modell redo för simulering.

3.2.3.1 Mesh

Mesh är den indelning av modellen i element och noder som behövs för finita elementmetoden. Som beskrivet i avsnitt 3.2.2 delades modellen upp i två delar, en del som kallas muskeldelen och en del som kallas skelettdelen. Dessa båda delar behöver en mesh var, som beskriver geometrin. Den mesh som automatiskt genererades av RETOMO var inte godkänd då elementen var för stora och ojämnt spridda, se figur 3.10. Istället genererades ny mesh, en så kallad skal-mesh. Till detta användes verktyget *batch mesh*, som utefter valda parametrar och kvalitetskriterier genererade en ny mesh för de båda delarna av modellen. De värden som användes syns i tabell 3.1. Elementen var *trias* av 1:a ordningen.

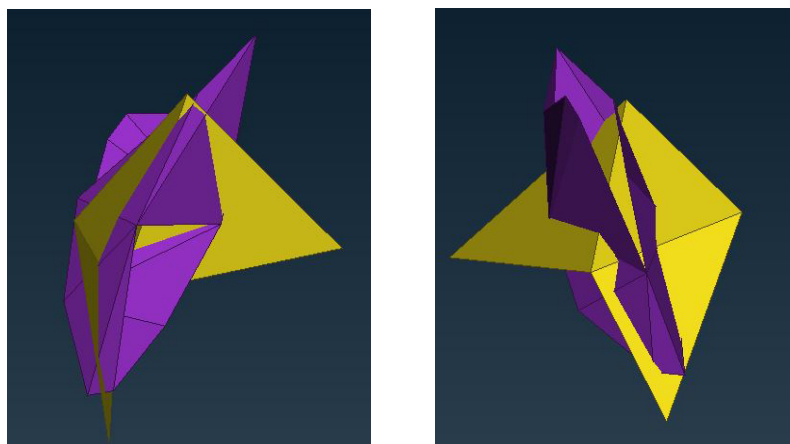


Figur 3.10: Meshen som RETOMO skapade. Elementen är för stora och ojämnt fördelade för att meshen ska gå att använda.

Tabell 3.1: Meshparametrarna och kvalitetskriterierna som angavs för muskel- respektive skelettdelen vid skapandet av en ny mesh med verktyget *batch mesh*. Namnet på parametrarna är översatta till svenska, inom parentes syns det engelska namnet.

Mesh Parametrar	Muskler	Skelett
Mållängd (<i>Target length</i>) [mm]	4	2.5
Minimal mållängd (<i>Minimum target length</i>) [mm]	3	2
Maximal mållängd (<i>Maximum target length</i>) [mm]	5	3
Format (<i>Shells aspect ratio</i>)	5	5
Förskjutningsvinkel (<i>Distortion angle</i>) [grader]	10	10
Minimal längd (<i>Minimum length</i>) [mm]	3	2
Kvalitetskriterier		
Format (<i>Aspect ratio</i>)	5	5
Jacobian	0.7	0.7
Minimal längd [mm]	3	2
Maximal längd [mm]	5	3
Minimal vinkel trias [grader]	20	20
Maximal vinkel trias [grader]	120	120

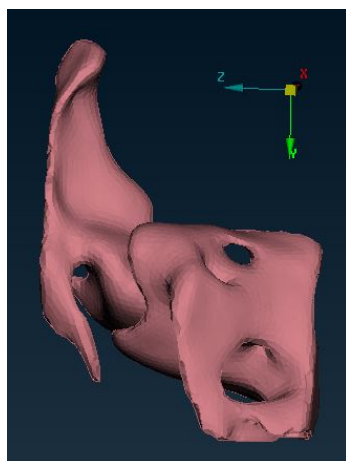
När den nya meshen hade genererats var den fortfarande inte godkänd. Skärningspunkter (eng. *intersections*), se figur 3.11, hade skapats mellan många element, vilket innebar att det fanns element som skar genom varandra. Detta fixades genom att flytta på noder eller genom att ersätta berörda element med nya element som inte skar genom varandra. Ett annat problem var att vissa kanter till element angränsade till två andra element samtidigt och skapade så kallade trippelgränser (eng. *triple bounds*). Precis som tidigare fixades detta genom att ersätta elementen med nya. Andra element hade kanter som inte angränsade till något, så kallade enkelgränser (eng. *single bounds*). Dessa uppfattades av ANSA som hål, och är förbjudna om man önskar skapa en volym-mesh. Genom att fylla i hålen med nya element löstes detta problem.



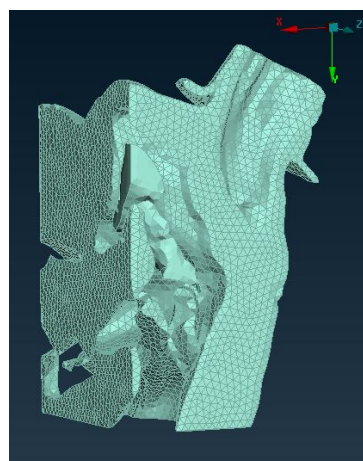
Figur 3.11: När en ny mesh genereras skapas generellt flera olika problem som behöver lösas. Här skär elementen varandra, problemet kallas *intersections* i ANSA.

När alla problem hade åtgärdats fylldes den tunna skal-meshen med en volym-mesh med element av typen C3D4H, vilket är Abaqus sätt att beskriva element som är solida (*C*, Continuum), är 3-dimensionella, har 4 noder (tetras) och är hybrida (*H*, Hybrid). [22] Elementen behövde vara hybrida för att klara av att modellera hyperelastiska material, vilket är hur materialet för musklerna modellerades.

I figur 3.12 visas muskel- och skelettdelen var för sig, efter att meshning av de båda delarna var klar. Figur 3.12a) kan jämföras med figur 2.1, där den vänstra delen i 3.12a) motsvarar spetsen på toppen av skallen i figur 2.1 och den högra delen i figur 3.12a) visar atlaskotan.



(a) Skelettdelen. Till vänster syns toppen av skallbenet och till höger syns atlaskotan.



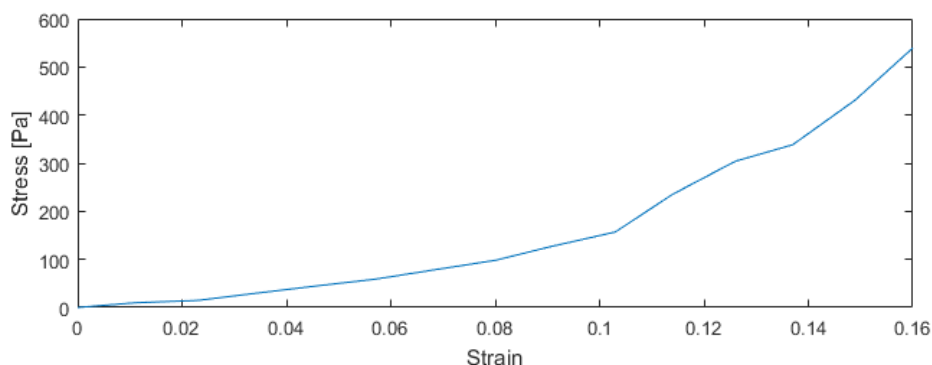
(b) Muskeldelen.

Figur 3.12: De två olika delarna av modellen, observera att de inte är vridna åt samma håll.

3.2.3.2 Material

Modellen förenklades som beskrivet tidigare till att endast bestå av två delar, en muskeldel och en skelettdel. Till varje del behövdes en materialmodell tas fram för att beskriva hur de olika delarna beter sig vid belastning.

Den del som kallas muskeldelen består egentligen av en blandning av muskler, senor, hud och fett, men då muskler upptar den största volymen uppskattas hela delen bestå av ett material som ska likna muskler. Muskler betraktas vid statisk och kvasistatisk belastning som ett hyperelastiskt, nära inkompressibelt material. [11] För att förenkla modellerna ses muskeln som uniaxial. Genom att använda befintliga hyperelastiska modeller i kombination med experimentell data från kompression av muskler kan materialet beskrivas. Tre olika hyperelastiska materialmodeller undersöktes: Yeoh, Ogden (N=3) och Polynomial (N=2). För varje modell är det olika materialkonstanter som behövs för en komplett material modell, se ekvation (2.2), (2.3) och (2.4). Dessa materialkonstanter togs fram genom att anpassa en kurva till en kompressionsprovskurva (eng. *stress-strain curve*) med minsta kvadratmetoden under antagandet full kompressabilitet. Det visade sig att endast Yeoh och Ogden gav stabila resultat, varför endast dessa fortsatte undersökas. I tabell 3.2 och 3.3 syns resultatet från kurvanpassningen. Dessa värden fylldes i i materialkort anpassade för Abaqus i ANSA, tillsammans med densiteten för hästmuskler: 1038 kg/m^3 . [23] Kompressionskurvan som användes syns i figur 3.13. Optimalt hade data från kompressionsprov på muskler från hästens nacke använts, men då detta inte fanns att tillgå har istället experimentell data från kompression av latissimus dorsi muskeln från nötkreatur använts. [24]



Figur 3.13: En kompressionskurva (eng. *stress-strain curve*) från kompression av muskel från nötkreatur. På y-axeln syns spänningen i materialet och på x-axeln syns den relativa längdförändringen. Data från Chen et al.[24]

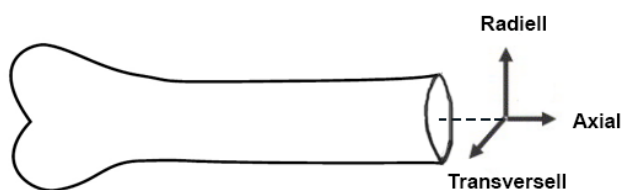
Tabell 3.2: Materialkonstanter framtagna för en muskelmodell baserad på Yeoh.

i	C_i	D_i
1	151.508	$1.329 \cdot 10^{-4}$
2	$-1.690 \cdot 10^8$	0
3	$8.610 \cdot 10^{13}$	0

Tabell 3.3: Materialkonstanter framtagna för en muskelmodell baserad på Ogden.

i	μ_i	α_i	D_i
1	$-1.369 \cdot 10^9$	1.971	$1.035 \cdot 10^{-4}$
2	$9.121 \cdot 10^8$	3.886	0
3	$4.573 \cdot 10^8$	-1.859	0

Skelett består av två typer av ben, kortikalt och trabekulärt ben. Det kortikala benet skyddar kärnan som består av trabekulärt ben. Det trabekulära benet är poröst med många små hål och är inte lika tåligt som det kortikala benet. I det här projektet approximerades skelettet till att endast bestå av kortikalt ben.

**Figur 3.14:** Riktningarna som används för att definiera en ortotrop materialmodell för ben.

Ben modellerades som ett ortotropt elastiskt material med riktningarna radiell, transversell och axial, enligt figur 3.14. För att skapa en komplett modell behövdes information om Youngs modul, E , Poissons tal, ν , samt skjuvmodulen, G , i de tre riktningarna. Youngs modul samt Poissons tal togs från Shahara et al. [25], där kompressionsprov av kortikala benprov från det tredje högra metatarsala benet hos två hästar undersöktes. Skjuvmodulen togs från experiment på mänskliga lårben [26], detta då en liknande materialmodell för FE-analys tagits fram med samma värden i Shahara et al. [25] samt inga värden på skjuvmodulen från experiment på ben från hästar kunde hittas. För att ta fram de parametrar som beskriver relationen mellan spänning och längdförändring användes ekvation (2.6). Dessa värden i kombination med densiteten för ben, 1900 kg/m^3 [27], gav den kompletta materialmodellen i ANSA. I tabell 3.4 syns materialparametrarna som användes och i tabell 3.5 syns resultatet av beräkningarna enligt (2.6).

Tabell 3.4: Materialparametrarna som användes för att ta fram en materialmodell för ben. Enheten för Youngs modul och Skjuvmodulen är GPa.[25][26]

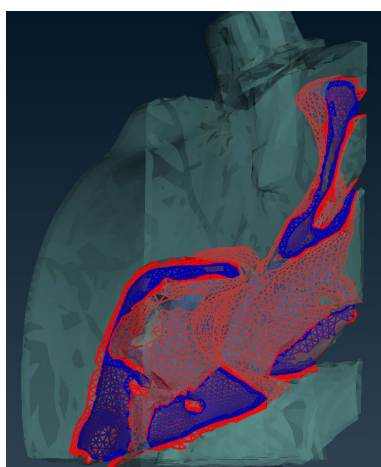
E_r	E_t	E_a	ν_{rt}	ν_{ra}	ν_{at}	G_{rt}	G_{ra}	G_{ta}
10.8	10.55	21.1	0.15	0.09	0.19	4.53	5.61	6.23

Tabell 3.5: Resultatet av ekvation (2.6) med inparametrar enligt tabell 3.4, där $r=1$, $t=2$ och $a=3$. Genom att multiplicera alla värden i tabellen med 10^3 stämmer enheterna överens med den av ANSA specificerade enhetsgruppen mm, s, ton, N, MPa.

D_{1111}	D_{2222}	D_{3333}	D_{1122}	D_{1133}	D_{2233}	D_{1212}	D_{1313}	D_{2323}
11.3	11.1	22.0	1.92	2.52	2.46	4.53	5.61	6.23

3.2.3.3 Kontakter

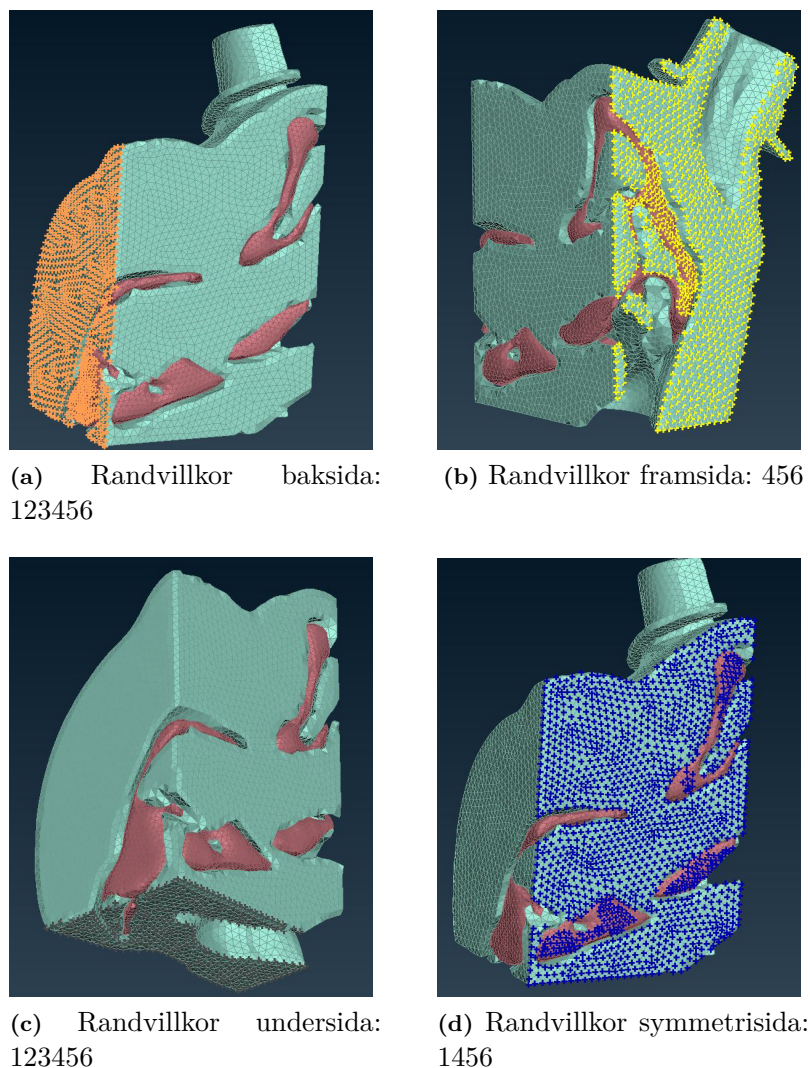
För att kunna simulera hur tryck sprider sig genom hästens nacke, från muskler till ben, behöver kontakten mellan dessa definieras. Utan en definierad kontakt förstår inte programmet hur delarna hänger ihop och beter sig i förhållande till varandra. Kontakter definieras olika beroende på vilken solver som används. I detta projekt användes kontakter av typen *Abaqus tied contact*, *Surface to surface* mellan muskler och skelett. Friktionskoefficienten mellan materialen sattes till 0.3. [28] Denna typ av kontakt knyter de två delarna till varandra genom att endast påverka translationen hos de två delarna, inte rotationen. En del kallas master, vilket här var musklerna, den andra delen kallas slav, här skelettet. Slavens yta binds till masters yta och elementen förbjuds att skära in i varann. I figur 3.15 syns kontakten, det röda visar ytan tillhörande mastern och det blå visar ytan tillhörande slaven.



Figur 3.15: Kontakten mellan muskeldelen och skelettdelen, det röda visar ytan tillhörande mastern, muskeldelen, och det blå visar ytan tillhörande slaven, skelettdelen.

3.2.3.4 Randvillkor

Randvillkor talar om för programmet vilka frihetsgrader de olika sidorna av modellen har. För mekaniska simuleringar finns det sex frihetsgrader som var och en representeras av en siffra enligt: 1: translation i x-led, 2: translation i y-led, 3: translation i z-led, 4: rotation i x-led, 5: rotation i y-led, 6: rotation i z-led. Siffran som skrivs in representerar vilka led som är fixa, frihetsgrad 456 innebär alltså fri translation i alla led, men ingen rotation i något led. De randvillkor som sattes för modellen av hästnacken syns i figur 3.16. Modellens baksida och undersida sattes till att vara helt fix i alla riktningar medan framsidan var fri att translatera i alla riktningar, men fix för rotationer. Sidan som tangerar symmetrilinjen hos hästhuvudet fick symmetriska randvillkor, vilket innebar att sidan var fix i x-led, vilket är normalen till ytan, fri att translatera i y- och z- led samt fix för rotation i alla led.



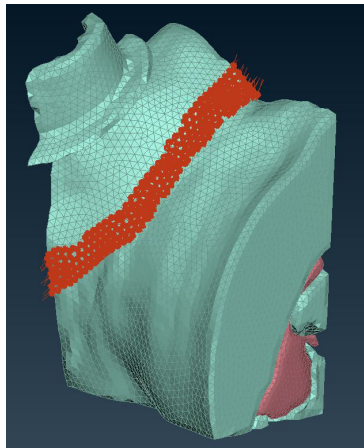
Figur 3.16: De randvillkor som sattes på de fyra snitten av modellen.

3.2.3.5 Belastning från nackstycke

För att förstå hur nackstycket ska simuleras behövs först förståelse för vilken typ av belastning nackstycket ger. Storleken på belastningen beror på hur hårt tränset är spänt, vilken gångart hästen går i, vilket brett som används och så vidare. Tas de dynamiska förändringarna av belastningen med i beräkningarna behöver viskoelastiska materialmodeller användas för att modellera hästens muskler. Viskoelastiska material kräver samma parametrar som hyperelastiska material, men med några extra tidsberoende variabler. I det här projektet har inte några viskoelastiska materialmodeller kunnat tas fram då väldigt lite experimentell data hittats gällande de tidsberoende parametrarna. En bra approximation blir därför att istället titta på en statisk belastning och se hur denna påverkar hästen.

För att simulera belastningen från nackstycket skapades först en samling element (eng. *set*) i form av ett traditionellt nackstycke. En distribuerad kraft lades sedan på med

hjälp av verktyget *distributed load*. Kraften som applicerades var 4 N, jämnt fördelad över elementen i samlingen, se figur 3.17. I avsnitt 5.1.2 visas att medelkraften från det traditionella tränset är 773 g vid mätning på en av hästarna, vilket motsvarar en kraft på ca 7.6 N. Då endast halva tränset modelleras delas detta värde på två och avrundas uppåt till 4 N.



Figur 3.17: Den distribuerade kraften på 4 N som användes för att simulera belastningen från nackstycket.

3.2.4 Processing i Abaqus

När modellen var färdig i ANSA exporterades den till solvern Abaqus, version 6.13, av Dassault Systemes. Två olika modeller simulerades, där musklerna modellerades enligt Ogdens respektive Yeohs hyperelastiska materialmodell. I solvern beräknades alla de av ANSA definierade ekvationer som löser det specificerade problemet.

3.2.5 Post-processing i mETA

Resultaten från simulering i solvern Abaqus analyserades med hjälp av mETA post-processor, version 17.1.0, av BETA CAE Systems. I mETA kunde de effektivspänningar som spreds genom hästens nacke visas. De två simulerade modellerna, Ogden och Yeoh, analyserades var för sig och sedan jämfördes resultaten.

4

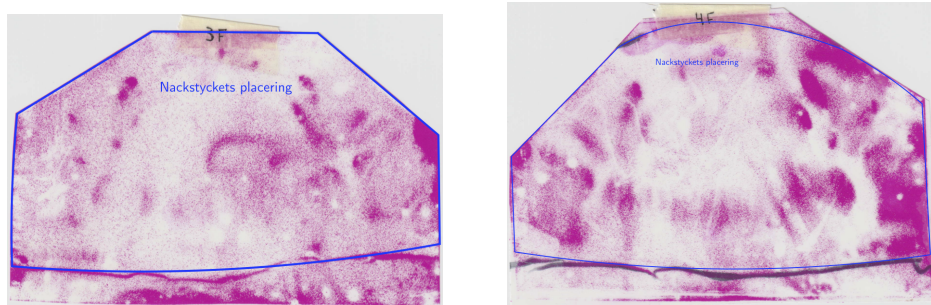
Resultat

Projektet består av två olika delar, mätningar och simuleringar, vars resultat presenteras nedan. Mätningarnas resultat presenteras först, därefter följer resultaten från simuleringarna.

4.1 Mätningar

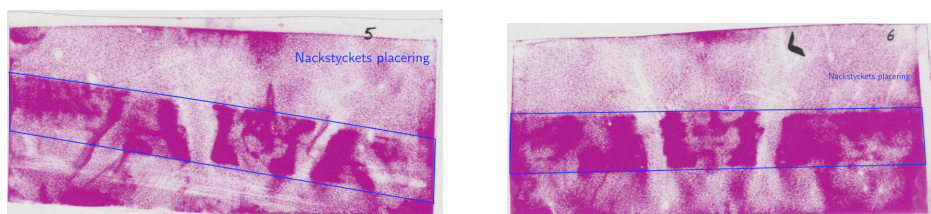
Mätningar har gjorts både med tryckkänslig Fujifilm samt med Tekscansensorer och resultaten redovisas nedan under sina respektive avsnitt. I jämförelsen mellan det traditionella tränset och tränset High Jump Revolution ger det traditionella tränset högre tryck under nackstycket i alla mätningar.

4.1.1 Resultat från Fujifilm



Figur 4.1: Tryckfördelning för mätningar med Fuji-film på tränset High Jump Revolution från PS of Sweden. Till vänster visas tryckfördelningen vid mätning under 5 minuter, vilket ger tryckets fördelning under en kort tid. Till höger visas istället hur trycket fördelas över längre tid, vid mätning under 25 minuter.

Resultatet för mätningarna med Fuji-film visas i figur 4.1 respektive 4.2, vilka visar tryckfördelningen för ett traditionellt tränset respektive tränset High Jump Revolution från PS of Sweden. De mätningar som gjorts under 5 minuter visar hur trycket fördelar sig över tränsets nackstycke under en kort tid, medan man ur mätningarna som gjordes under 25 minuter kan utläsa hur trycket fördelar sig under nackstycket över en längre tid. Färgen på filmen visar även hur högt tryck som applicerats, ju mörkare rosa färg desto högre



Figur 4.2: Tryckfördelning för mätningar med Fuji-film på ett traditionellt träns. Till vänster visas tryckfördelningen vid mätning under 5 minuter, vilket ger tryckets fördelning under en kort tid. Till höger visas istället hur trycket fördelas över längre tid, vid mätning under 25 minuter.

tryck. Det tryck som uppvisas i Fuji-filmens kanter kommer från att man höll i kanten på filmen när den placerades under nackstycket, i vissa fall har även kanten legat an mot hästens öron, därför bör uppvisat tryck i filmens kanter ignoreras. Vissa uppvisade tryckpunkter har uppkommit då filmen placerades under nackstycket, tryckpunkter utanför kontinuerliga områden med tryck bör därmed bortses från. Dessutom är endast de delar som legat under nackstycket intressanta för resultat och analys, därför kan övrig del av filmen ignoreras. Detta är extra relevant för mätningarna på det traditionella tränsset då dess nackstycke inte täcker hela filmen.

4.1.2 Resultat från Tekscansensorer

Resultatet från mätningarna med Tekscan-utrustningen presenteras i avsnitten nedan, där resultaten från de två olika tränsen presenteras i var sitt avsnitt. Medeltrycket under nackstycket har beräknats för alla mätningar och presenteras tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck under nackstycket. Grafer över medeltrycket för mätningarnas första 250 frames visas för alla gångarter, liksom stillbilder på hur tryckfördelningen under de två nackstyckena ser ut för den frame vars genomsnittliga tryck är närmast medeltrycket då hästarna står stilla. De medeltryck som presenteras är beräknade endast för de punkter på sensorn som uppvisat ett nollskilt tryck.

Skritt 1 betyder här att hästen skrittades med långa tyglar, den kunde alltså gå som den ville med huvud och hals, och skritt 2 betyder att hästen skrittades med korta tyglar där ryttaren hela tiden hade kontakt med munnen.

Resultaten presenteras i enheten g/cm^2 då detta var enheten som gavs av mätutrustningen. SI-enheten för tryck är Pascal men projektet har valt att inte räkna om till denna enhet då g/cm^2 också är lättare att förstå om man inte är fysiker.

4.1.2.1 Traditionellt träns

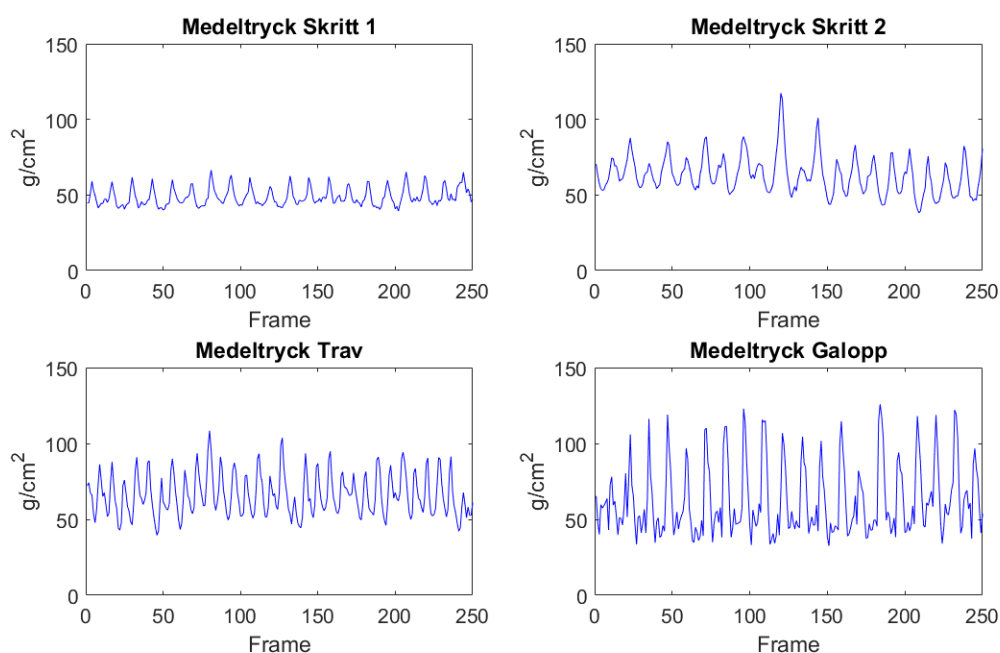
I tabell 4.1 visas medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck för häst 1 respektive häst 2.

Tabell 4.1: Medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck. Värdena är för det traditionella tränset på häst 1 och häst 2.

Häst 1			
Gångart	Medeltryck [g/cm²]	Maxtryck [g/cm²]	Mintryck [g/cm²]
Stillastående	58.5	65.1	53.0
Skritt 1	48.6	66.8	38.2
Skritt 2	60.9	117.3	38.1
Trav	63.0	112.9	34.8
Galopp	62.7	133.2	31.5
Häst 2			
Gångart	Medeltryck [g/cm²]	Maxtryck [g/cm²]	Mintryck [g/cm²]
Stillastående	63.7	95.7	51.5
Skritt 1	62.7	118.6	42.6
Skritt 2	67.7	95.1	47.8
Trav	73.2	149.3	39.6
Galopp	75.6	149.7	35.4

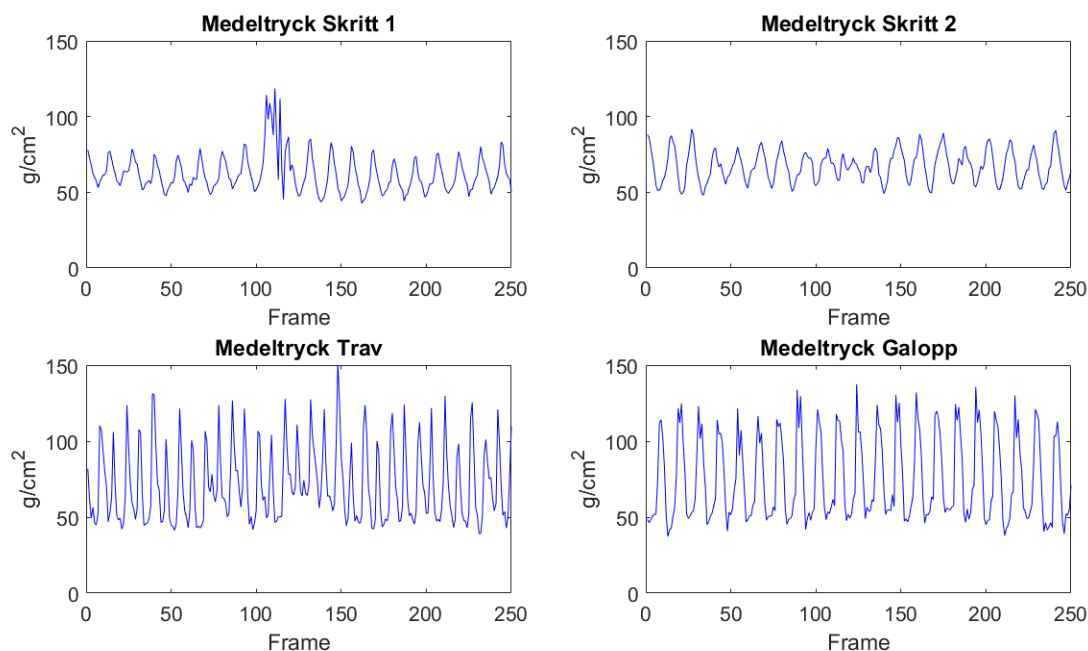
I figur 4.3 och figur 4.4 visas medeltrycket under mätningarnas 250 första frames för häst 1 respektive häst 2.

Medeltryck från traditionellt trän, häst 1



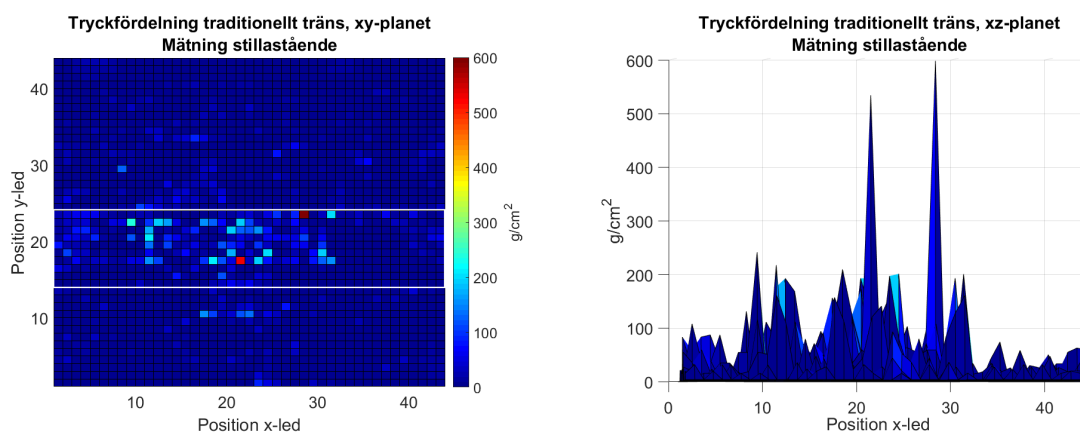
Figur 4.3: Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på det traditionella tränset på häst 1.

Medeltryck från traditionellt trän, häst 2

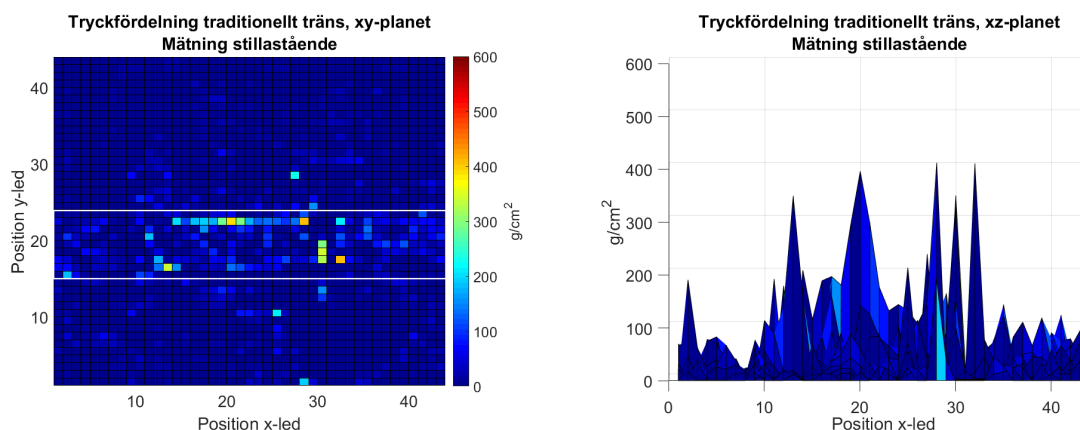


Figur 4.4: Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på det traditionella tränset på häst 2.

I figur 4.5 och figur 4.6 visas stillbilder på hur medeltrycket under nackstycket ser ut då häst 1 respektive häst 2 stod stilla.



Figur 4.5: Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då häst 1 stod stilla, nackstyckets placering är utmärkt med en vit ruta. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led.



Figur 4.6: Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då häst 2 stod stilla, nackstyckets placering är utmärkt med en vit ruta. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led.

4.1.2.2 High Jump Revolution

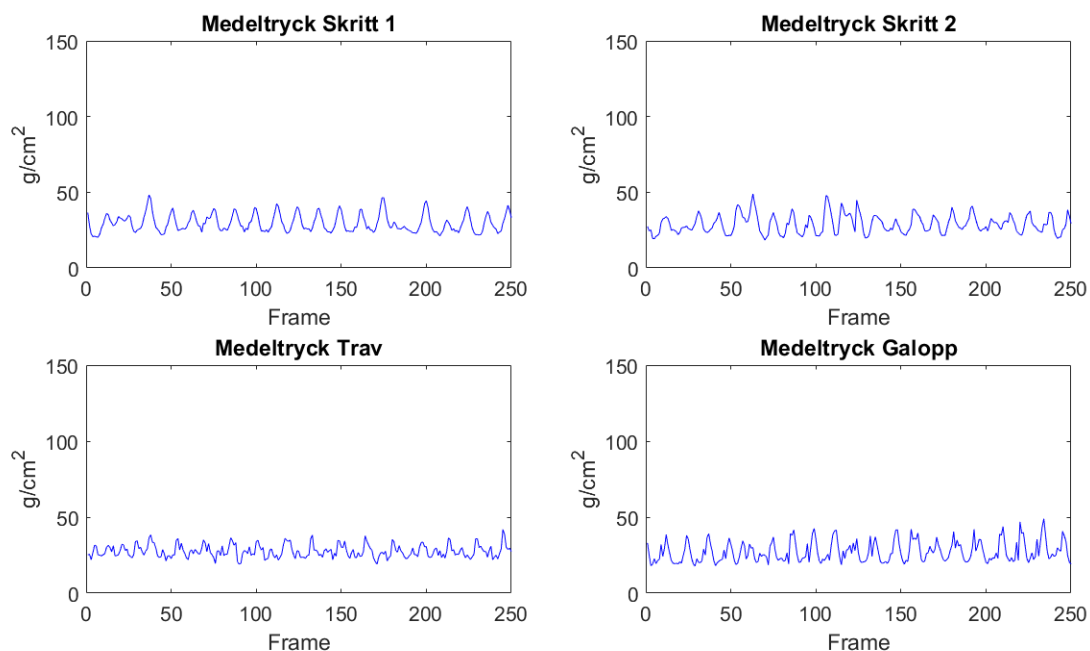
I tabell 4.2 visas medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck för häst 1 respektive häst 2.

Tabell 4.2: Medeltryck under hela mätningen i respektive gångart tillsammans med värdet på medeltrycket från de ögonblick med högst respektive lägst medeltryck. Värdena är för tränset High Jump Revolution.

Häst 1			
Gångart	Medeltryck [g/cm ²]	Maxtryck [g/cm ²]	Mintryck [g/cm ²]
Stillastående	29.0	68.9	21.6
Skritt 1	28.7	48.2	20.3
Skritt 2	28.2	48.9	18.4
Trav	28.0	42.8	18.3
Galopp	29.1	55.7	18.1
Häst 2			
Gångart	Medeltryck [g/cm ²]	Maxtryck [g/cm ²]	Mintryck [g/cm ²]
Stillastående	29.3	32.6	26.3
Skritt 1	25.9	36.0	21.2
Skritt 2	25.7	50.4	18.5
Trav	25.1	45.9	17.9
Galopp	25.7	48.6	17.0

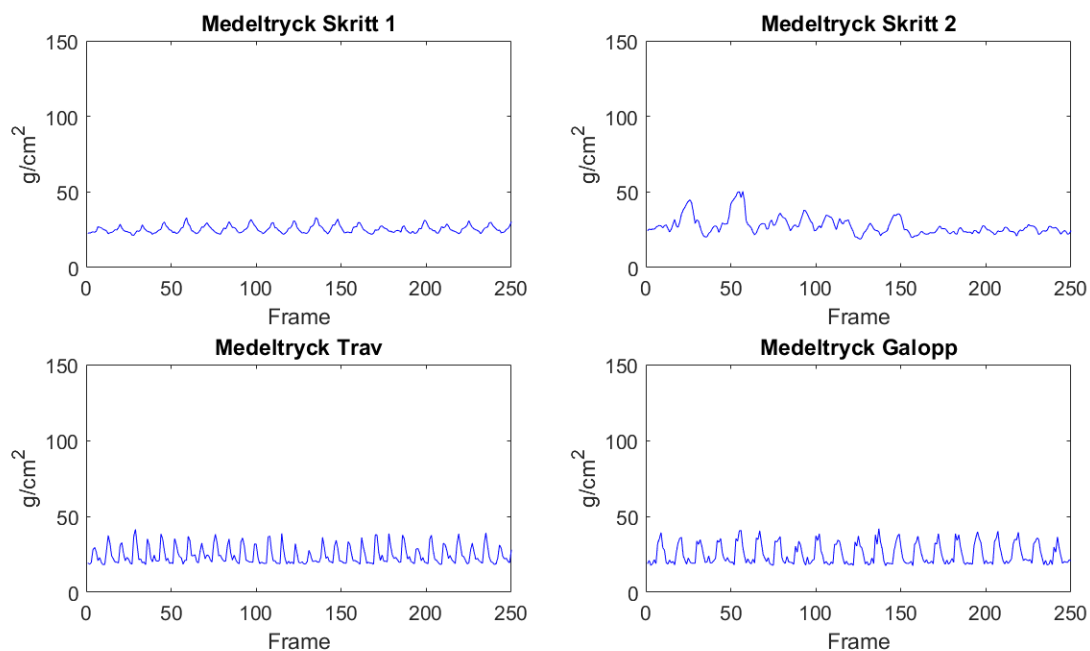
I figur 4.7 och figur 4.8 visas medeltrycket under mätningarnas 250 första frames för häst 1 respektive häst 2.

Medeltryck från High Jump Revolution, häst 1



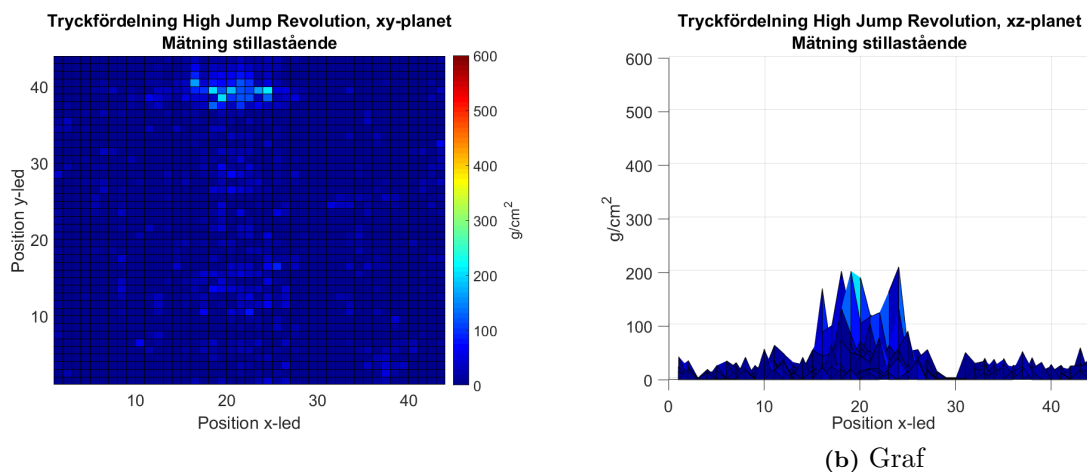
Figur 4.7: Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 1.

Medeltryck från High Jump Revolution, häst 2

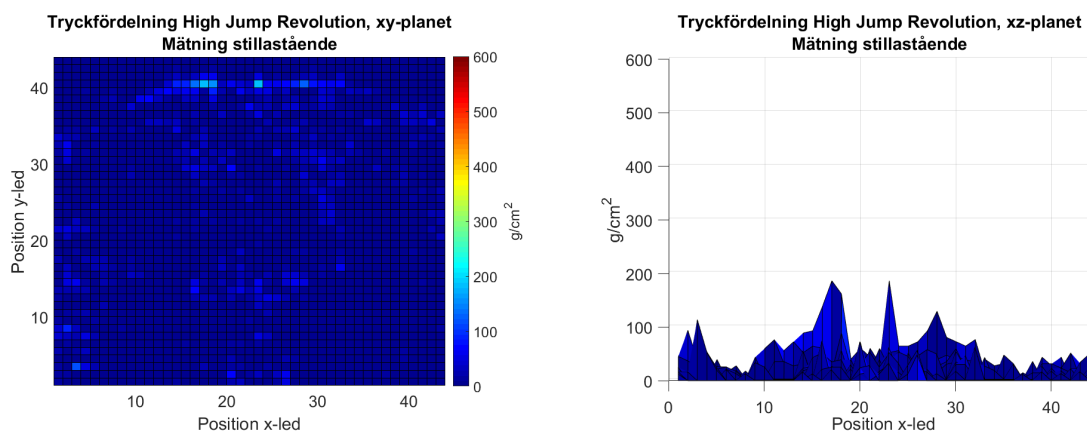


Figur 4.8: Medeltrycket under nackstycket under mätningarnas 250 första frames för alla gångarter. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 2.

I figur 4.9 och figur 4.10 visas stillbilder på hur medeltrycket under nackstycket ser ut då häst 1 respektive häst 2 stod stilla.



Figur 4.9: Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då hästen stod stilla, nackstycket approximeras till att täcka hela sensorn. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 1.



Figur 4.10: Till vänster ses en stillbild på tryckfördelningen över sensorn då hästen stod stilla, nackstycket approximeras till att täcka hela sensorn. Till höger ses en graf som visar tryckfördelningen under nackstycket i x-led. Mätningarna är på tränset High Jump Revolution på häst 2.

4.2 Simulering

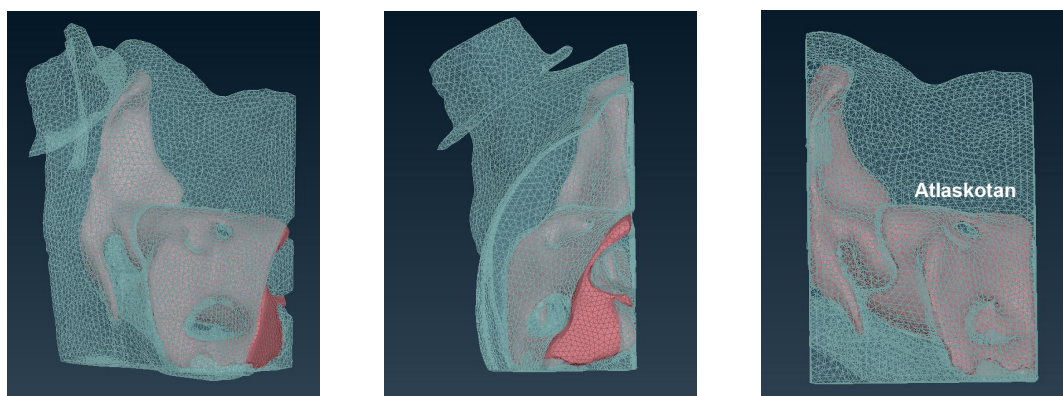
Resultaten från simuleringsdelen av detta projekt kan delas upp i tre delar. Dels har ett protokoll för hur studier inom detta område kan utföras tagits fram, dels har en färdig CAE-modell tagits fram och dels har simuleringen i Abaqus gett resultat.

4.2.1 Protokoll för simulering av tryck från utrustning på hästar

Under projektets gång har ett av huvudmålen varit att ta fram en metod för hur man med hjälp av programvaror för datorstödd konstruktion kan simulera hur utrustning påverkar hästen. Detta protokoll går att finna under avsnitt 3.2.

4.2.2 CAE-modell över en hästnacke

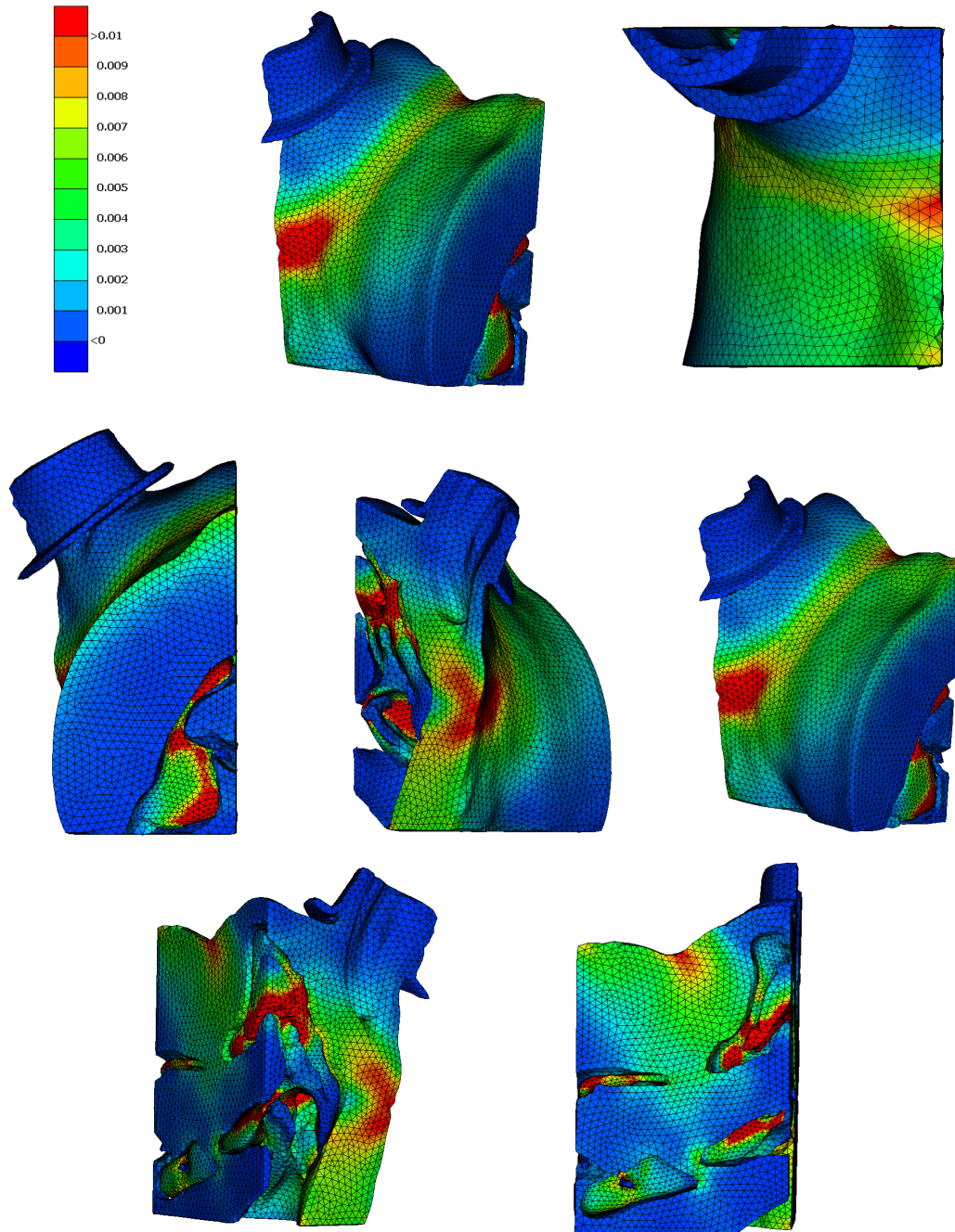
En konvergerande CAE-modell av en hästnacke har genererats utifrån medicinska bilder, se figur 4.11. Till denna modell har även tre materialmodeller tagits fram. Två av dem är till för att modellera muskler och är baserade på hyperelastiska materialmodeller från Yeoh och Ogden. Den tredje är en ortotrop materialmodell för ben. Materialparametrarna för dessa syns i tabell 3.2, 3.3 och 3.5. Modellen kan användas för att analysera hur utrustning påverkar hästens nacke, men också för att i 3D analysera hästens anatomi.



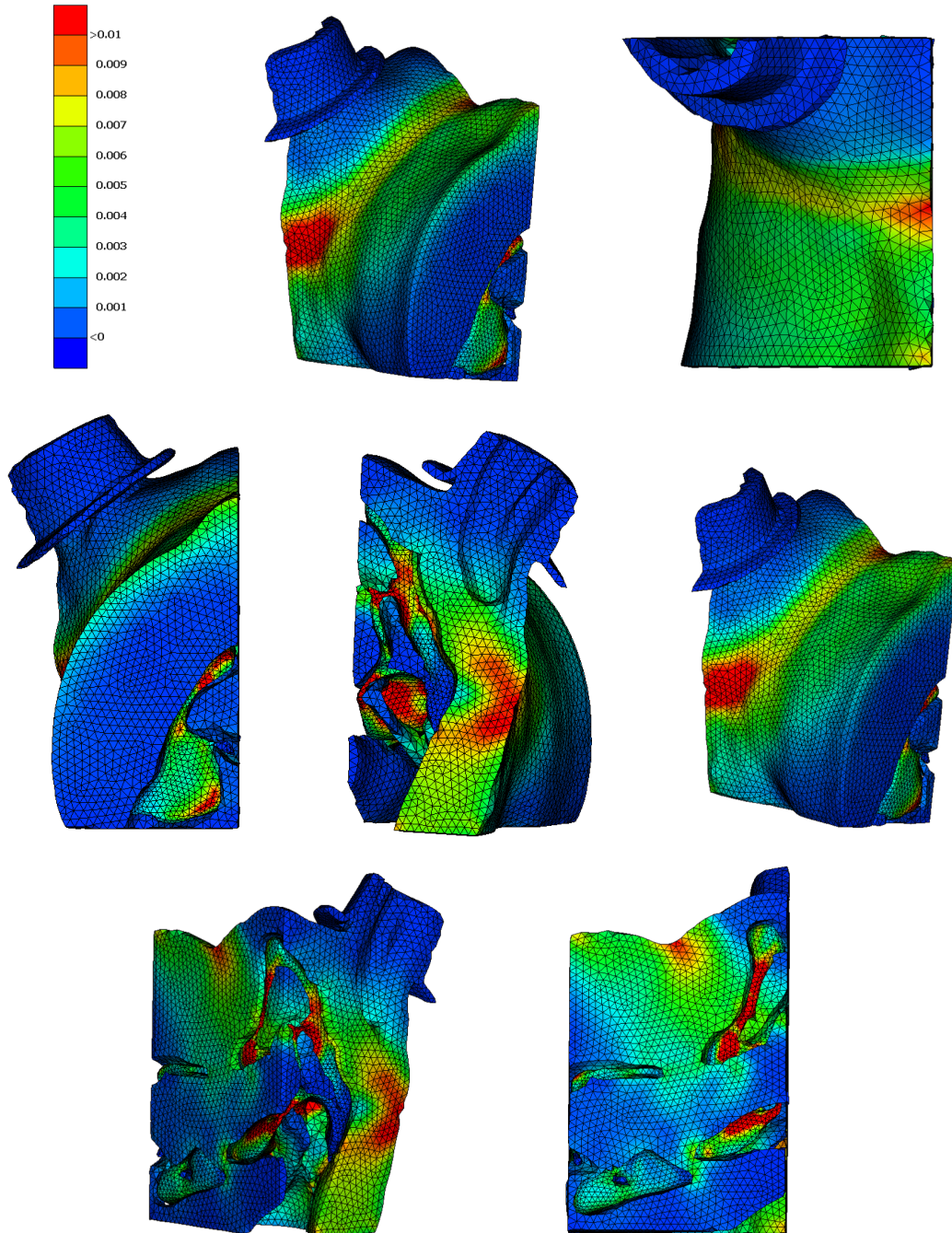
Figur 4.11: Den färdiga CAE-modellen av hästens nacke. Muskeldelen har gjorts genomskinlig för att visa skelett-delen innuti. Atlaskotan finns utmärkt.

4.2.3 Resultat från simuleringar i Abaqus

De två simuleringar som gjordes i solvern Abaqus analyserades med hjälp av post-processorn mETA från BETA CAE Systems. Det som skilde de olika modellerna åt var vilken materialmodell som användes för musklerna, den ena använde Ogdens materialmodell 2.2 och den andra använde Yeohs materialmodell 2.4. Effektivspänningarna för de båda modellerna visas i figur 4.12 respektive 4.13.



Figur 4.12: Resultat från simulering av modellen där muskler är modellerade efter Ogdens modell för hyperelastiska material. Enheten för färgskalan är MPa, där rött symboliserar en effektivspänning på över 10 kPa.



Figur 4.13: Resultat från simulering av modellen där muskler är modellerade efter Yeoh modell för hyperelastiska material. Enheten för färgskalan är MPa, där rött symboliserar en effektivspänning på över 10 kPa.

5

Analys

Resultat för sig säger inte mycket, för att kunna förstå och dra slutsatser krävs bearbetning och analys. I detta projekt är det framförallt resultaten från mätningarna som behöver analyseras. En utförlig analys av mätningarna startar detta kapitel och följs upp av en analys av resultaten från simuleringarna.

5.1 Mätningar

Endast resultaten från mätningarna säger inte så mycket utan att sättas in i ett sammanhang och analyseras. Nedan följer en analys av resultaten från mätningarna både med Fujifilm och Tekscansensorerna.

5.1.1 Analys av resultat från Fujifilm

Från filmerna som visas i figur 4.1 och 4.2 i avsnitt 4 syns tydligt genom den kontinuerligt mörkare färgen att det traditionella tränset ger högre tryck än tränset High Jump Revolution.

Under den korta mätningen verkar trycket från High Jump Revolution vara nästintill försumbart under hela nackstycket. Vid närmare analys av tryckfördelningen från 25 minuters mätningen noteras dock ett lågt men tydligt tryck. Vid jämförelse med nackstyckets utformning syns att dessa tryck uppkommit i nackstyckets främre del, samt under en del av nackstyckets padding som är figursydd.

Vid analys av mätningarna på det traditionella tränset syns redan under den korta mätningen ett markant högre värde på trycket under nackstycket, se markerat område i figur 4.2. Det syns också tydligt att samma höga tryck är fördelat under större delen av nackstycket under den längre mätningen. I mitten av nackstycket syns hur nackstycket trycker mot hästens mankam, vilken kan liknas vid en upphöjnad på hästens nacke. Bredvid denna syns två vita områden, tryck existerar inte i dessa områden då nackstycket inte ligger an mot hästens nacke här. Detta beror på att nackstycket lyfts upp av hästens mankam respektive halsmuskeln som löper parallellt med mankammen på båda sidor om denna.

5.1.2 Analys av resultat från Tekscansensorer

Som tabell 4.1 tillsammans med tabell 4.2 visar är medeltrycket för varje mätning genomgående högre för det traditionella tränset jämfört med tränset High Jump Revolution. Det genomsnittliga medeltrycket för det traditionella tränset är 59.9 g/cm² för häst 1 respektive 71.4 g/cm² för häst 2. För tränset High Jump Revolution är samma genomsnitt 28.9 g/cm² för häst 1 och 26.8 g/cm² för häst 2. Alltså skiljer det genomsnittliga trycket mellan de två olika tränsen med 31.0 g/cm² för häst 1 och 44.6 g/cm² för häst 2. Det genomsnittliga medeltrycket för High Jump Revolution är alltså 48% av trycket från ett traditionellt tränset för häst 1 och 37% för häst 2.

Samma faktor syns även vid jämförelse av stillbilderna som visas i figur 4.5 och 4.6 för det traditionella tränset, samt figur 4.9 och 4.10 för High Jump Revolution. Det är tydligt att trycket genomgående över hela nackstycket är ungefär dubbelt så stort för det traditionella tränset. Vi kan också se att trycket verkar öka mot mitten av nackstyckets utbredning i x-led. Här syns också tydligt att många av de punkter på sensorn som är placerade under nackstycket inte verkar var utsatta för något tryck. Vid närmare analys av detta och beräkning av antalet punkter med nollskilt tryck noteras att det i genomsnitt endast är 41.8 % för häst 1 respektive 54.1 % för häst 2 av punkterna under nackstycket på det traditionella tränset som är utsatta för tryck. För tränset High Jump Revolution blir motsvarande värden 17.7 % för häst 1 respektive 18.2 % för häst 2. Detta gör det tydligt att det är viktigt att tänka på andelen nollskilda punkter på sensorna vid beräkning av medeltrycket, då inräknande av även de punkter på sensorn som inte utsätts för tryck hade sänkt medeltrycket markant och därmed gett ett felvisande resultat.

Använder vi dessa siffror på medeltrycket för de olika tränsen och hästarna samt motsvarande andel nollskilda sensorer kan vi approximera den vikt som ger upphov till motsvarande tryck om den läggs på hästens nacke. Beräkningarna görs enligt följande

$$m = A \cdot N \cdot P \quad (5.1)$$

där m motsvarar vikten, A är nackstyckets area, N är genomsnittliga andelen nollskilda punkter på sensorn och P är genomsnittliga medeltrycket. För det traditionella tränset ger detta en vikt motsvarande 500.6 g för häst 1 och 772.7 g för häst 2. På tränset High Jump Revolution motsvarar medeltrycket istället en vikt på 327.1 g för häst 1 och 312.3 g för häst 2. Den vikt motsvarande det tryck som appliceras över hästens nacke för de båda tränsen är alltså 53% högre för häst 1 och 147 % högre för häst 2 på det traditionella tränset.

Om vi vidare studerar medeltryckets förändring över tid för de olika mätningarna, presenterat i figur 4.3 och 4.4 för det traditionella tränset samt figur 4.7 och 4.8 för High Jump Revolution, kan vi se att trycket ökar respektive minskar periodiskt kring medeltrycket. Då hästen taktmässigt sätter ner olika ben i marken när den rör sig är det rimligt att anta att det periodiska mönstret i medeltryckets förändring med tiden sammanfaller med när hästen flyttar sina ben. När hästen flyttar benen rör den även sitt huvud och nacke i förhållande till varandra och marken. Därmed tolkar vi mönstret i graferna som att ökningen av trycket fås när hästen befinner sig i en vändpunkt i dess rörelse i förhållande till marken. Det är troligt att det maximala medeltrycket erhålls då hästens huvud börjar röra sig uppåt i förhållande till marken, i samband med att nackstycket fortfarande är i

sin rörelse ner mot marken. Det motsatta gäller då det minimala medeltrycket erhålls.

I graferna för medeltryckets förändring över tid hos det traditionella tränset ser vi dessutom att det maximala medeltrycket verkar öka ju snabbare gångart hästen rids i. Detta antas bero på att hästen rör sig längre upp från marken ju snabbare gångart den rör sig i, därmed blir också nackstyckets rörelseenergi högre vid vändpunkten där huvudet och nackstyckets rörelse momentant har olika rörelseriktning. Detta är en möjlig förklaring till att det maximala medeltrycket skiljer sig mer från det genomsnittliga medeltrycket ju snabbare gångart hästen rör sig i.

Studerar vi istället samma grafer för tränset High Jump Revolution ser vi dels att skillnaden mellan maximala medeltrycket och genomsnittliga medeltrycket är betydligt lägre, samtidigt som det inte verkar vara någon större skillnad mellan grafernas utseende för de olika gångarterna. Då detta tränings inkluderar elastiska vaggor i sina sidostycken är en möjlig förklaring att dessa tar upp en del av det tryck som appliceras på nacken i hästens vändpunkt vid rörelsen i förhållande till marken, och därmed ger grafernas jämnare utseende.

Vi ser att det finns viss skillnad i resultaten från de båda hästarna. De får båda ungefär samma medeltryck från High Jump Revolution medan häst 2 får ett medeltryck på 71.4 g/cm^2 jämfört med häst 1:s 59.9 g/cm^2 från det traditionella tränset. Detta är mycket intressant och skulle kunna peka på att hästens exteriör påverkar trycket som skapas från ett traditionellt tränings, se bilder på hästarna i avsnitt 3.1.2. Det skulle också kunna bero på inpassningen av tränset då det är svårt att göra det exakt likadant på två olika hästar. Självklart skulle det behövas en mycket större studie för att bekräfta denna teori.

5.2 Simulering

Figur 4.12 och 4.13 visar hur effektivspänningen sprider sig i hästens nacke. Ur figurerna kan vi utläsa att skillnaderna mellan Ogdens och Yeohs materialmodeller inte är särskilt stora. Den största skillnaden verkar vara hur mycket spänning som övergår till skelettet, där en större del av skelettet i Yeoh-modellen än i Ogden-modellen har spänningar som överstiger 10 kPa . Att de båda modellerna ger liknande resultat är positivt och visar på att de kan fortsätta att ses som kandidater för modellering av muskler vid statisk belastning. Från figurerna kan vi också utläsa att den kontakt som definierades mellan muskel- och skelettdelen fungerar som önskat och överför spänning mellan de båda delarna.

6

Diskussion

Enligt resultaten från mätningarna i detta projekt ger tränset High Jump Revolution ett lägre tryck under sitt nackstycke än det traditionella tränset på alla mätningar. Frågan är huruvida det spelar någon roll eller om trycket från det traditionella tränset är såpass lågt att det är onödigt att sänkas ytterligare. Detta diskuteras i avsnittet nedan. Sedan kommer diskussion angående simuleringarna, de förenklingar som har behövts göras på vägen och vad de inneburit.

6.1 Mätningar

Det finns en del felkällor som måste tas i beaktning när det gäller mätningarna. Vid placeringen av Fujifilm under nackstyckena var det mycket svårt att inte påverka filmen då den var väldigt känslig för tryck. Det finns alltså en risk att vissa fläckar på filmen kommer från monteringen av filmen snarare än nackstyckets tryck. När det gäller Tekscan-mätningarna kunde vi se i avsnitt 5.1.2 att det i genomsnitt endast var ca 50% av punkterna på sensorerna som registrerade något tryck på det traditionella tränset, på High Jump Revolution var det i genomsnitt ca 18%. Till viss del beror detta på att nackstyckena faktiskt inte ligger an mot hästens nacke överallt, till exempel blir det ett mellanrum mellan nacken och nackstycket på sidorna av mankammen. Antagligen är det också så att sensorerna är lite för okänsliga för den här användningen. En för okänslig sensor leder till att små förändringar i tryck går obemärkt förbi och vi får okänsliga resultat. Ett annat problem med sensorerna är att de är tillverkade av tunn plast som lätt veckar sig om de inte ligger mellan två platta ytor. Veck i sensorn registreras som ett tryck, ett tryck som egentligen inte finns. Vi upptäckte ett par gånger stora veck på sensorn och kunde åtgärda detta men mindre veck har säkert gått obemärkt förbi. Dessa felkällor påverkar dock inte själva jämförelsen mellan tränset, alla mätningar visar tydligt att High Jump Revolution ger ett lägre tryck över nacken.

Som sagt kan vi se att High Jump Revolution ger konsekvent ett lägre tryck än det traditionella tränset under nackstycket. Det är svårt att spekulera kring hur högt trycket kan vara innan det blir obehagligt för hästen, speciellt eftersom det antagligen är ett värde som varierar mellan olika hästar. Något man kan titta på för att få någon slags uppskattning är anledningen till trycksår. Trycksår uppstår på grund av lokal syrebrist som leder till en vävnadsskada där muskelfvävnad möter skelett. [29] Syrebrist kan uppstå då trycket på vävnaden är högre än vävnadens egna blodtryck. Normalt blodtryck för en häst ligger på 100-140 mmHg [30] vilket motsvarar ett tryck på ca 135-190 g/cm². Detta

värde ligger högt över medeltrycken för de båda tränsen men vi kan se att det traditionella tränset når upp till såpass höga värden under korta stunder.

I och med detta kan man diskutera om det finns ett behov av att minska på trycket på hästens nacke, det traditionella tränset har ändå fungerat under väldigt många år. Det vi tror att man missar att tänka på här är hästens välfärd. Bara för att något inte är skadligt betyder det inte att det inte är obehagligt. Problemet ligger i att det är svårt för oss att veta om något orsakar hästen obehag om obehaget inte är stort nog för att få hästen att fysiskt protestera. Tyvärr kan vi inte prata med hästarna och be dem berätta exakt vad de föredrar och inte, de är helt utlämnade till våra handlingar. Det blir därför vår plikt att göra allt vi kan för att allt som rör hästen ska vara så bekvämt som möjligt. Det är inte etiskt försvarbart att behålla gamla traditioner endast för att ”det har fungerat bra”, vi måste fundera och utmana för våra hästars skull.

6.2 Simulering

En hästs nacke består i verkligheten av bland annat muskler, senor, ligament, hud, fett, brosk och skelett, som i sin tur består av ben av olika hårdhet. Att enbart uppskatta nacken till att bestå av två material, muskler och ben, blir en väldigt grov förenkling. Att vi valde att förenkla modellen så pass mycket beror på ett flertal anledningar. Dels blir en modell som endast består av två material enklare att arbeta med. När meshen skapades skar elementen från de båda delarna varandra som visat i figur 3.11. Hade fler delar skapats hade samma problem uppstått mellan dessa. Dels gör en modell bestående av endast två material arbetet att ta fram materialmodeller enklare. Endast muskler och ben behövde modelleras nu, vilket minskade arbetsbördan. Vi tror dessutom att det hade varit svårt för RETOMO att skilja på de olika materialen på ett korrekt sätt, åtminstone med den kvalitet på det tomografiska dataset som projektet använt.

Att hästen uppskattades bestå av endast två material kan ha lett till att uppdelningen av de två materialen inte riktigt blivit helt korrekt. Vi önskade dela upp modellen efter skelett och muskler, där muskel-delen även skulle innehålla allt som inte var skelett, som till exempel brosk och senor. Då REMOTO klassificerar material utefter intensiteten på varje voxel och till exempel brosk, muskler och ben har olika intensitet finns det en risk att broskdelar kan ha klassificerats som benbitar. Genom att studera bilder över hästens skelett hoppas vi dock ha lyckats isolera skelettet för sig.

För att ta fram fungerande materialmodeller för muskler och ben har vi behövt göra flera förenklingar och approximationer. Gällande materialmodellerna för muskler baserades dessa på antagandet att muskler är uniaxiala, något som inte stämmer. Muskelfibrerna går längs med muskeln, något som gör att muskler är mer tåliga i den riktningen än vid belastning i sidled. Då de experimentella data som vi hade att tillgå hade gjorts utan att bry sig om riktningen på muskelfibrerna hade vi ingen möjlighet att ta fram en modell där fiberriktning kunde tas i akt. Utöver detta har vi inte haft möjlighet att ta fram en materialmodell anpassad efter muskler från en hästnacke, då experimentell data från dessa muskler inte fanns att tillgå. Istället har materialmodellerna för muskler tagits fram från data från experiment på muskler från nötkreatur.

Gällande skelettdelen har hela skelettet uppskattats till att endast bestå av kortikalt ben,

något som gör att skelettet inte är lika elastiskt som det annars hade varit. Detta val påverkar hur spänningen sprids genom skelettet. Materialmodellen som användes var ortotrop, vilket innebär att riktningarna hos benet som ska modelleras är viktiga. Då nackkotor och skallbenet inte är lika raka som till exempel ett lårben, var det svårt att få riktningen i materialmodellen att stämma överens med riktningen i skelettmodellen, vilket kan påverka resultatet. Den experimentella data som användes för att bygga upp materialmodellen för skelettet togs från experiment på en del av skelettet i hästens bakben samt från lårbenet hos en människa. Självklart hade det varit bättre med experimentell data från hästens nackkotor, men sådana experiment verkar inte ha gjorts.

Det finns som beskrivet i teoriavsnitt 2.3.4 flera typer av element. Vissa typer av element passar bättre till en specifik uppgift än andra. I det här projektet har inte så stor vikt lagts vid att undersöka vilken typ av element som hade passat bäst för de simuleringar vi vill göra. Vi valde tidigt att använda trias till skalelementen och tetras till volymelementen, båda av 1:a ordningen, då de på ett bra sätt anpassade sig till geometrin. Då vi inte hann testa några andra typer av element finns det risk att de element som används inte är de optimala för modellen.

Nackstycket simulerades som en distribuerad kraft i form av ett traditionellt nackstycke. Att en distribuerad kraft med samma amplitud på varje element användes ger fel i resultaten. Som vi har sett från mätningarna på riktiga hästar fördelas trycket olika över nacken, något som vår modell inte tagit hänsyn till.

Med allt detta sagt bör man också fråga sig vad modellen ska användas till. Är den till för att jämföra design på utrustning kanske noggrannheten kan vara lägre än om den ska användas till medicinsk forskning. Det är svårt att göra perfekta modeller av verkligheten och beroende på tillämpning är vissa förenklingar tillåtna.

7

Slutsats

Från mätningarna på tryckfördelning från två olika former av nackstycken har vi sett att ett bredare, anatomiskt utformat nackstycke ger lägre tryck. Efter studie av hästens anatomi har vi sett att det finns två områden på nacken där skelettet ligger väldigt ytligt: toppen på skallbenet samt vingarna på atlaskotan, se figur 4.11. Vi tror att ett bra nackstycke bör undvika att lägga tryck på dessa områden samtidigt som det är brett nog att minska trycket över hela nacken.

I simuleringsdelen har projektet lyckats visa att det är möjligt att använda medicinska, datortomografiska bilder av ett hästhuvud för att skapa en modell som vid simulering konvergerar. Trots att både modellen och lastfallen är väldigt förenklade visar resultaten på att det är möjligt att analysera hur hästens utrustning påverkar hästen.

8

Förslag till framtida studier

Det finns flera aspekter som skulle kunna utveckla både mätningarna och simuleringarna i detta projekt. En del av syftet med simuleringssdelen av projektet var att sammanställa en metod för att underlätta för framtida undersökningar, här presenteras idéer och förslag som kompletterar metoden. Det finns även utvecklingar kring metoden för tryckmätningen som kan göras, liksom andra områden som den använda metoden kan appliceras på.

8.1 Mätningar

Det finns flera delar av mätningarna som kan förbättras för att analysen av resultaten ska bli ännu bättre. Till att börja med vore det bra att använda sensorer geometriskt utformade efter nackstycket vilket gör det möjligt att mäta trycket under hela nackstycket samtidigt. Med de sensorer som användes i det här projektet gick det endast att mäta under en del av nackstycket vid varje mätning, varvid vi begränsade oss till att mäta trycket endast under området mellan hästens öron. För att vidareutveckla studien hade det även varit intressant att mäta trycket utmed sidan av hästens nacke, vid hästens öronbas, för att konstatera om tryck appliceras där utöver det tryck som appliceras mitt på hästens nacke. För bästa resultat hade man velat använda en enda sensor till detta, även om det såklart även är möjligt att placera flera separata sensorer under nackstycket för mätning av trycket över en större area.

För att vidare utveckla analysen av resultaten hade det även varit intressant att placera sensorer vilka registrerar hästens rörelser och särskilt positionen för hästens huvud i förhållande till marken. Genom att synka sådana mätningar med tryckets förändring över tid hade slutsatser kring hur hästens rörelser påverkar trycket under nackstycket kunnat göras.

Som diskuterades i avsnitt 6.1 är en svår aspekt vid mätningar på hästar det faktum att det är svårt att bedöma om hästen tycker att något är obehagligt eller ej. En stor tillgång i projekt som detta hade därför varit om man kunde hitta en metod för att förenkla denna bedömning. Ett alternativ för detta är mätning av enzym som utsöndras i hästens svett. Genom att mäta uppsättningen av olika enzym i svetten och registrera bland annat de enzym som utsöndras när hästen känner smärta eller stress hade en enklare bedömning av betydelsen av tryckets amplitud under nackstycket kunnat göras.

Slutligen vill vi nämna att det förutom nackstycket finns många andra delar av hästens utrustning som är intressanta att undersöka. Håller vi oss till tränset är nosgrimmor ett

område rörande hästens utrustning som diskuteras mycket, som tillsammans med bettet ofta ger upphov till mer eller mindre allvarliga skador i hästens mun. Tryckmätningar på dessa hade kunnat bidra till en indikation på varför och hur dessa skador uppstår samt visa hur de bör utvecklas för att skador och obehag hos hästen ska kunna undvikas.

8.2 Simulering

Det finns flera sätt att skapa en bättre, mer verklighetsanpassad, modell. Nedan presenterar vi de områden vi tänkt på samt förslag på hur det skulle kunna göras.

För att göra en mer noggrann modell skulle det vara bra om modellen kan bestå av fler material än två. Beroende på vilken del av hästen som ska undersökas är olika material viktiga. Ska man fortsätta titta på nacken hade det till exempel varit bra att ta hänsyn till att en stor del av nacken består av ligament. Vill man istället titta hur bettet påverkar hästens mun är en korrekt modell av tänderna och eventuellt kinden viktig.

För att ta fram mer passande materialmodeller behövs experimentell data från rätt del av hästen tas fram. För att göra en bättre modell av musklerna tror vi att det vore en bra idé att göra kompressionsprov och dragprov på en muskel från en häst och anpassa den data som fås från testerna till en hyperelastisk materialmodell, på samma sätt som i det här projektet och sedan applicera den nya materialmodellen på ett likadant testfall i ANSA som det som användes för att göra drag- och kompressionproverna i verkligheten. Då kan man jämföra de resultat som simuleringarna ger med de verkliga resultaten och optimera materialmodellen tills att simuleringarna och de verkliga testerna ger samma resultat. Vill man ta hänsyn till dynamiska belastningar behövs en viskoelastisk materialmodell tas fram för musklerna. Då behövs samma information som för den hyperelastiska modellen samt några tidsberoende variabler som också kan tas fram genom experiment.

Vår modell byggdes upp av element av 1:a ordningen, trias till skalet och tetras till volymen. Eftersom elementens ordning och form kan påverka resultatet tror vi att det är en bra idé att både testa element av 2:a ordningen samt element med annan form, till exempel quadras och hexas. Beroende på element kan modellen uppfattas som styvare än den i verkligheten är, varför jämförelser med experimentell data vore bra. Dessa undersökningar bör med fördel göras i samband med undersökningarna för hur olika material bör modelleras

Vi har endast undersökt en typ av kontakter mellan muskler och skelett och den kontakten lät spänningar spridas mellan de båda materialen, vilket visar på att den åtminstone är en kandidat till att användas för framtida projekt. För att verkligen hitta vilken kontakt som bör användas skulle även andra typer av kontakter behöva undersökas och gärna jämföras med verkliga experiment. Detsamma gäller de randvillkor som har använts här. Andra typer av randvillkor kanske ger andra resultat och för att veta vad som fungerar bäst behövs vidare studier på det.

Trycket från nackstycket simulerades som krafter jämnt fördelade över hästens nacke, vilket innebar att trycket från nackstycket inte fördelades på ett verklighetstroget sätt. I mätningarna med utrustning på hästar under projektets gång har vi sett att trycket inte är jämnt fördelat över nacken utan varierar med utsträckningen. Nästa steg är att ta

fram en CAE-modell för nackstycket och göra en simulering där nackstycket appliceras på modellen av hästnacken. Genom att ta fram en modell för det traditionella nackstycket och ett för PS of Swedens nackstycke kan de båda varianterna jämföras.

Ett användningsområde som vi inte har haft möjlighet att testa i ANSA är att använda optimeringsverktyg för att designa om tränset. Möjligheten ska finnas att definiera önskat resultat (till exempel minskat tryck på nacken) samt vilka begränsningar man har (till exempel undvika vissa delar av nacken) för att sedan låta ANSA optimera designen på nackstycket.

Litteraturförteckning

- [1] Nationalencyklopedin, “*Historia: Häst*,” 2017, [Hämtad 2017-02-07]. [Online]. Available: <http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/häst/historia>
- [2] U. E. von Essen, *Idéer om interaktion mellan människa och häst - en föränderlig historia*. Södertörns Högskola, 2010.
- [3] A. Moretz, “*Cranial nerves of the horse*,” 2017, [Hämtad 2017-05-12]. [Online]. Available: <http://holistichorse.com/health-care/cranial-nerves-of-the-horse/>
- [4] H. Digests, “*The front end by Jim Maserson*,” 2016-04-25, [Hämtad 2017-05-12]. [Online]. Available: <http://www.horsedigests.com/the-front-end-by-jim-maserson/>
- [5] Fujifilm, “*Prescale*,” 2017, [Hämtad 2017-03-30]. [Online]. Available: <http://www.fujifilm.com/products/prescale/prescalefilm/#features>
- [6] J. Croteau, “*Thin Film Force Sensors: Changing the Medical Device Design Game*,” 2016, [Hämtad 2017-04-03]. [Online]. Available: <http://www.medicaldesignbriefs.com/component/content/article/23922?start=1>
- [7] H. P. Niels Ottosen, *Introduction to the Finite Element Method*. University of Lund, Sweden, 1992.
- [8] Nationalencyklopedin, “*Datortomografi*,” 2017-05, [Hämtad 2017-05]. [Online]. Available: <http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/c3a5ng/datortomografi>
- [9] B. C. Systemes, “*RETOMO Users Guide*,” 2017, [Hämtad 2017-04-01]. [Online]. Available: <http://beta-cae.com>
- [10] Comsol, “*Multiphysics Cyclopedia: The Finite Element Method (FEM)*,” [Hämtad 2017-04-01]. [Online]. Available: <https://www.comsol.com/multiphysics/finite-element-method>
- [11] M.Z. Ansari, S. Lee, Chongdu Cho, “Hyperelastic muscle simulation,” *Key Engineering Materials*, vol. 345, p. 1241–1244, 2007.
- [12] L. Johannesson, “*FE-analys av luftinlopp samt karaktärisering av EPDM-gummi*,” 2015.
- [13] M. Rackl, “Curve fitting for ogden, yeoh and polynomial models,” *ScilabTEC, 7th International Scilab Users Conference, At Paris, France*, 2015.

- [14] Dassault Systemes, “*Abaqus Analysis User’s Manual*,” Version 6.13, [Hämtad 2017-04-01]. [Online]. Available: https://things.maths.cam.ac.uk/computing/software/abaqus_docs/docs/v6.12/books/usb/default.htm?startat=pt05ch22s02abm02.html#usb-mat-clinearelastic-orthoterms
- [15] D.M. Geraldles, A.T.M. Phillips, “A comparative study of orthotropic and isotropic bone adaptation in the femur,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 30, no. 9, pp. 873–889, 2014, DOI 10.1002/cnm.2633.
- [16] L. O’Sullivan, “*Poll pressure guide - understanding the bit’s action*,” 2016-10-28, [Hämtad 2017-05-04]. [Online]. Available: <http://www.theirishfield.ie/horse-sense-poll-pressure-guide-understanding-the-bits-action-232637/>
- [17] Hööks, “*Aachenträns Artena JH Collection*,” 2017, [Hämtad 2017-04-03]. [Online]. Available: <https://www.hooks.se/hast/hastutrustning/trans/aachentrans-arten-a-jh-collection-1?att=Q29i>
- [18] PS of Sweden, “*PS - The Movie*,” 2015-10-05, [Hämtad: 2017-04-02]. [Online]. Available: <http://www.psofsweden.se/sv/produktfilmer.html>
- [19] —, “*High Jump Revolution*,” 2017, [Hämtad 2017-04-03]. [Online]. Available: <http://www.psofsweden.se/sv/high-jump-revolution.html>
- [20] HorseChannel, “*How to fit an English bridle to your horse*,” 2011-08-10, [Hämtad 2017-04-06]. [Online]. Available: <http://www.horsechannel.com/horse-news/2011/08/10/fit-an-english-bridle.aspxi>
- [21] S. J. D. Jonathan M. Ford, “*Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures*,” 2015-10-18, [Hämtad 2017-05-07]. [Online]. Available: [http://www.jofri.net/article/S2212-4780\(15\)30020-4/abstract](http://www.jofri.net/article/S2212-4780(15)30020-4/abstract)
- [22] Dassault Systemes, “*Abaqus Analysis User’s Manual*,” Version 6.9, [Hämtad 2017-04-01]. [Online]. Available: <http://abaqusdoc.ucalgary.ca/v6.9/books/usb/default.htm?startat=pt06ch23s01abo22.html>
- [23] H.H.F Buchner, H.H.C.M Savelberg, H.C. Schamhardt, A. Barneveld, “Inertial properties of dutch warmblood horses,” *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 6, pp. 653–658, 1997.
- [24] E.J. Chen, J. Novakofski, W.K. Jenkins, W.D. O’Brien, “Young’s modulus measurements of soft tissues with application to elasticity imaging,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 43, no. 1, pp. 191–194, 1996, DOI 10.1109/58.484478.
- [25] R. Shahara, P. Zaslanskyb, M. Barakb, A.A. Friesemc, J.D. Currey d, S. Weinerb, “Anisotropic poisson’s ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 2, p. 252–264, 2007.
- [26] R.B. Ashman, W.C. Van Buskirk, “The elastic properties of a human mandible,” *Advances in Dental Research*, vol. 1, no. 1, 1987, DOI 10.1177/08959374870010011401.

- [27] R. HodgkinsonJ. D. Currey, “Young’s modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range,” *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 3, no. 5, pp. 377–381, 1992, DOI 10.1007/BF00705371.
- [28] S. Shacham, D. Castel, A. Gefen, “*Measurements of the static friction coefficient between bone and muscle tissues*,” 2010, DOI 10.1115/1.4001893.
- [29] C. L. Anna-Christina Ek, “*Trycksår*,” 2016-08-15, [Hämtad 2017-05-03]. [Online]. Available: <http://www.vardhandboken.se/Texter/Trycksar/Oversikt/>
- [30] M. Dahlberg, *Övervakning vid allmän anestesi och stående ingrepp på häst*.

A

Utrustningslista mätningar

- Aachenträns Artena JH Collection
- High Jump, träns från PS of Sweden
- Tekscan givare 5076, 30 psi
- VersaTek sensorhandtag VH-1
- VersaTek 8 port Hub
- Fujifilm Prescale LLLW
- 12V NiMH-batteri

B

MATLAB-kod för bearbetning av mätdata

```
% Läsa från csv-fil
clear all
clc

antal=499;%antal frames att läsa in
R1=32;%offset för första raden i frame 1
C1=0;
R2=R1+43;%offset för sista raden i frame 1
R=44;%antal rader per frame+1
C2=43;%antal kolonner-1
M=csvread('filnamn.csv',R1,C1,[R1 C1 R2 C2]);
M2=M;
start=1;%ange första frame att läsa in
offset=R+2;%offset mellan varje frames första värde

for i=start:antal
    R1=R1+offset;
    R2=R2+offset;
    M2(:, :, i)=csvread('filnamn.csv',R1,C1,[R1 C1 R2 C2]);
end

%% Beräkning av antal punkter på sensorn med nollskillt tryck
%startrad=1; %för tränset High Jump Revolution
%slutrad=44; %för tränset High Jump Revolution
startrad=14; %för traditionellt tränings
slutrad=24; %För traditionellt tränings
startkolumn=1;
slutkolumn=44;
nollsensor=zeros(antal,1);

for i=start:antal
    for r=startrad:slutrad
        for k=startkolumn:slutkolumn
            if M2(r,k,i)>0
                nollsensor(i)=nollsensor(i)+1;%sparar antalet nollskillda
                %punkter på sensorn för varje frame
            end
        end
    end
end

%% Beräkning av medeltryck
tottryck=zeros(antal,1);
medeltryckf=zeros(antal,1);
startm=start;
antalm=antal;
rad=44;
kolumn=44;
%nackstycke=14:24;%rader motsvarande nackstycket för traditionellt tränings
%på sensorn
nackstycke=1:44;%rader motsvarande nackstycket för PS tränings på sensorn

storlek=nollsensor;%antalet punkter på sensorn med nollskillt tryck
```

```

for i=startm:antalm
    tottryck(i)=sum(sum(M2(nackstycke,:,i)));%summa av trycket för varje
                                         %frame
    medeltryckf(i)=tottryck(i)/storlek(i);%medeltryck per frame och sensor
end

tryck=sum(medeltryckf)/antal;%medeltryck för hela mätningen
[maxtryck,position]=max(medeltryckf)%ger maximala medeltrycket,
                               %samt för vilken frame detta erhålls
[mintryck,plats]=min(medeltryckf)%ger minimala medeltrycket,
                               %samt för vilken frame detta erhålls

[skillnad index]=min(abs(medeltryckf-tryck))%Hitta frame med tryck närmast
                                         %medeltrycket

%% Beräkning av medeltryck, enskild frame

%nackstycke=14:24;%rader motsvarande nackstycket för traditionellt trän
                %på sensorn
nackstycke=1:44;%rader motsvarande nackstycket för PS trän på sensorn
sz=size(nackstycke);
frame=1;%här anges den frame som önskas
storlek=nollsensorn;

tottryckf=sum(sum(M2(nackstycke,:,frame)));%summa av trycket för varje
                                         %frame
medeltryckff=tottryckf/storlek(frame);%medeltryck per frame och sensor

[tryckf,position]=max(medeltryckf)%ger maximala medeltrycket,
                               %samt för vilken frame detta erhålls
[mintryck,plats]=min(medeltryckf)%ger minimala medeltrycket,
                               %samt för vilken frame detta erhålls

%% Plotta enskild frame, 3D
frame=1;%skriv in nummer på den frame som ska plottas
max=600;%sätter färgskalans max
colormap jet

surf(M2(:,:,frame));
axis([0 44 0 43 0 max])%sätter axlarna på figuren
caxis([0 max])%sätter värden på färgskala
c=colorbar;
c.Label.String='g/cm^2';
ylabel('Position y-led')
xlabel('g/cm^2')

%% Plotta enskild frame, 2D
frame=1;%skriv in nummer på den frame som ska plottas
max=600;%sätter färgskalans max
colormap jet

pcolor(M2(:,:,frame));

```

```
caxis([0 max])%sätter värden på färgskala
c=colorbar;
c.Label.String='g/cm^2';
xlabel('Position x-led')
ylabel('Position y-led')

%% Ta ut värden ur figur
n=1;%antal värden
[x,y]=ginput(n)%klicka på önskade punkter i figuren, ger xy-koordinat i
               %figuren
X=fix(x)%ger kolumnen i matrisen
Y=fix(y)%ger raden i matrisen
tryck=M2(Y,X,frame)

%% Plotta film i 2D och 3D

figure
loops =antal;
colormap jet
max=600;%sätter färgskalans max

for i=start:loops
    %3D-plot
    subplot(2,1,1);
    surf(M2(:,:,i));
    axis([0 44 0 43 0 max])
    caxis([0 max])
    colorbar;
    G(i)=getframe;%sparar 3D figuren som en frame
    %2D-plot
    subplot(2,1,2);
    pcolor(M2(:,:,i));
    caxis([0 max])
    colorbar;
    drawnow
    F(i)=getframe;%sparar 2D figuren som en frame
    H(i)=getframe(gcf);%sparar hela figuren som en frame
end

%% Film 2D-plot

figure
loops=antal;
max=600;%sätter färgskalans max
colormap jet
for i=start:loops
    pcolor(M2(:,:,i));
    caxis([0 max])
    colorbar;
    drawnow
    F(i)=getframe(gcf);
end
```



```
%% Film 3D-plot

figure
loops =antal;
max=600;%sätter färgskalans max
colormap jet
for i=start:loops
    %3D-plot
    surf(M2(:,:,i));
    axis([0 44 0 43 0 max])
    caxis([0 max])
    colorbar;
    G(i)=getframe;
end

%% Skriv frames till avi-fil 2D
prompt='Skriv in önskat filnamn';%som 'namn.avi'
namn=input(prompt);
v=VideoWriter(namn);
open(v)
writeVideo(v,F)
close(v)

%% Skriv frames till avi-fil 3D
prompt='Skriv in önskat filnamn';%som 'namn.avi'
namn=input(prompt);
w=VideoWriter(namn);
open(w)
writeVideo(w,G)
close(w)

%% Skriv frames till avi-fil, hela figuren
prompt='Skriv in önskat filnamn';%som 'namn.avi'
namn=input(prompt);
h=VideoWriter(namn);
open(h)
writeVideo(h,H)
close(h)
%% Spela upp video i Matlab
FPS=20;%frames per second
implay('filnamn.avi',FPS)
```