

R. Bioch
M. Mensch

Braces bij patella (sub)luxaties

Afstudeerscriptie Bewegingstechnologie

De Haagse Hogeschool
Den Haag, juni 2011





R. Bioch
M. Mensch

Braces bij patella (sub)luxaties

Afstudeerscriptie Bewegingstechnologie

Eerste begeleider: Hester van der Sloot
Tweede begeleider: Chris Riezebos

De Haagse Hogeschool
Den Haag, juni 2011



Voorwoord

Dit afstudeerverslag is geschreven in het kader van de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. De afstudeerperiode vond plaats van 7 maart tot en met 15 juni.

In eerste instantie is het verslag geschreven voor orthopedisch instrumentmakers, docenten en studenten van de opleiding Bewegingstechnologie. Bij het lezen van dit verslag is bijbehorende bijlage en enige anatomische kennis aan te raden. Uiteraard weerhouden wij andere geïnteresseerden niet van het lezen van onze activiteiten tijdens het afstuderen.

Tot slot willen wij graag iedereen bedanken die geholpen heeft met de totstandkoming van ons project. In het bijzonder Ed van Laar van Eemland Orthopedie Techniek voor het formuleren van de afstudeeropdracht en het leveren van de benodigde braces. Onze afstudeerbegeleiders Hester van der Sloot en Chris Riezebos voor het delen van hun feedback en adviezen. Robert Mc Meikan die met goed vertrouwen ons onze gang liet gaan in de werkplaats en Daniël Mensch en Bregje Thomassen van het MCH Westeinde voor het delen van hun medische kennis.

Den Haag, juni 2011



Inhoud

Samenvatting.....	6
Inleiding	7
Literatuurstudie	8
Patella (sub)luxatie	8
Habituele patella (sub)luxaties.....	9
Predispositie	9
Art. patellofemorale	10
Patella morfologie	11
Femur morfologie.....	12
Tuberositas Tibiae – Trochlear Groove (TT-TG)	13
Patella alta/baya.....	14
Musculatuur	17
Trekrichting	18
Braces	19
BioSkin Q-brace	20
Otto Bock Patella Pro	21
Bauerfeind Genutrain P3.....	22
Push Med patella brace.....	23
Otto Bock Genu Carezza Patella Stabilizer	24
JuzoFlex Hamburger Patella-Bandage	25
DonJoy Tru-Pull Advanced system Patellofemoral Sleeve	26



Meetopstelling	27
Patella (sub)luxatie brace meetopstelling	27
Eindproduct meetopstelling	28
Resultaten	30
Discussie	33
Aanbevelingen	34
Conclusie	35
Dankwoord	36
Literatuurlijst	37
CD-rom	41



Samenvatting

Dit verslag beschrijft de problematiek rond een patella (sub)luxatie en de bracebehandeling van een dergelijk kwetsuur. Er zijn vele soorten braces verkrijgbaar waarvan de fabrikanten beweren dat deze geschikt zijn voor de behandeling van een patella (sub)luxatie. Vandaar dat Ed van Laar van Eemland Orthopedie techniek de volgende opdracht formuleerde:

‘Onderzoek welke braces het meest geschikt zijn om te gebruiken tegen een patella (sub)luxatie’

Aan de hand van de opdrachtoomschrijving is eerst een literatuurstudie uitgevoerd. In deze literatuurstudie is beschreven welke factoren van belang zijn bij het optreden van een patella (sub)luxatie. Aan de hand van deze literatuurstudie is een pakket van eisen en wensen samengesteld waaraan een meetopstelling moet voldoen waarop de braces getest kunnen worden op functionaliteit, daarbij vooral gelet op de mate van lateralisatie van de patella. Aan de hand van dit pakket van eisen en wensen zijn drie concept meetopstellingen ontworpen, deze zijn getoetst volgens de kardinale methode waarna concept 2 is doorontwikkeld. Dit concept is uitgetekend in Solidworks waarna de bouwtekeningen gebruikt zijn om de meetopstelling te bouwen.

De meetopstelling is gebruikt om de braces te testen volgens een vast stramien van combinaties tussen rotatiecomponenten van het tibia tussen de 0° en 20° naar exorotatie en de verstelling van de trekhoek van de m. quadriceps femoris naar lateraal tussen de 0° en 20°. Voor al deze combinaties heeft de meetopstelling met de verschillende braces 5 maal een extensie uitgevoerd van 80° kniehoek tot 30° kniehoek, waarbij volledig geëxtendeerd gezien wordt als 0°. Hierbij is de laterale verplaatsing van de patella gemeten, deze resultaten zijn onderling vergeleken. Naast de functie zijn de geselecteerde braces ook getest op gebruiksgemak, comfort en pasvorm.

De Otto Bock Genu Carezza Patella Stabilizer is volgens dit onderzoek het meest effectief bij het voorkomen van een patella (sub)luxatie en scoort daarnaast hoog als het om comfort en gebruiksgemak gaat. Een zeer goede tweede met een minimaal verschil is de JuzoFlex Hamburger Patella Brace. De Push Med Patella Brace blijkt van de geteste braces het minst effectief bij het voorkomen van een patella (sub)luxatie.



Inleiding

Het niet goed sporen of luxeren van de patella is een groot probleem voor een kleine groep patiënten. Deze patella (sub)luxatie is voor het eerst beschreven door Cooper et al. In 1844 als een rotatie van de patella om de longitudinale as. Vaak betreft het hier jonge personen die fysiek erg actief zijn (Bucher et al. 2005, Kivi Luoto et al. 1986, Smith et al. 2011). Studies hebben aangetoond dat gemiddeld 43 op de 100.000 personen last hebben van een patella instabiliteit (Smith et al. 2011, Nietosvaara et al. 1994, Atkin et al. 2000). De oorzaak van deze aandoening komt vaak neer op een trauma of “afwijkende” bouw van de persoon in kwestie. Er is een grote verscheidenheid van braces beschikbaar en het effect daarvan is moeilijk in te schatten, medisch specialisten maken vaak op grond van ervaring een keus uit immobilisatie (gips/brace), operatie, spiertraining of een combinatie hiervan. De keuze voor een bepaalde bracebehandeling is vaak een persoonlijke voorkeur, mede gebaseerd op behaalde resultaten uit het verleden. Er is behoefte aan een overzicht die duidelijk laat zien wat de specifieke eigenschappen zijn van de verschillende braces en welke braces beter functioneren bij bepaalde lichamelijke kenmerken van de patiënt.

Het doel van dit onderzoek is om verschillende braces die op dit moment op de markt zijn te testen op functionaliteit, comfort, gebruiksgemak en prijs en deze gegevens samen te vatten in een overzichtelijk schema. Om de functionaliteit te testen is er een realistische meetopstelling gemaakt met voldoende instelbare eigenschappen om een (sub)luxatie te kunnen simuleren en de lateralisatie van de patella te kunnen meten.

Er is gekozen om de verschillende braces op een meetopstelling te testen en niet op patiënten omdat de patiëntengroep van deze aandoening zeer klein is en de maatvoeringen van deze patiënten zeer uiteen lopen, wat zou resulteren in de aanschaf van grote hoeveelheden braces. Ook is het op een meetopstelling mogelijk om langdurige rotaties, verplaatsingen en meetapparatuur toe te voegen. De opstelling beantwoordt vragen als: In welke mate houdt de brace een lateralisatie van de patella tegen? Heeft een combinatie van de rotatiehoek tussen femur en tibia, de verticale patella positie en de trekrichting een versterkte invloed op een patella (sub)luxatie?

Hoofdvraag: Welke patella (sub)luxatiebraces zijn het meest effectief in het voorkomen van een patella (sub)luxatie?

Verdere deelvragen die voor dit onderzoek van belang zijn:

Welke factoren geven aanleiding tot een patella (sub)luxatie?

Welke braces met hun kenmerken en maatvoering zijn er op dit moment op de markt?

Welke aspecten moet een anti patella (sub)luxatie brace bezitten?

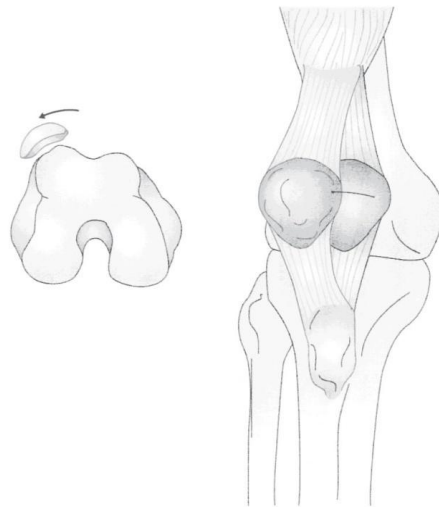


Literatuurstudie

Patella (sub)luxatie

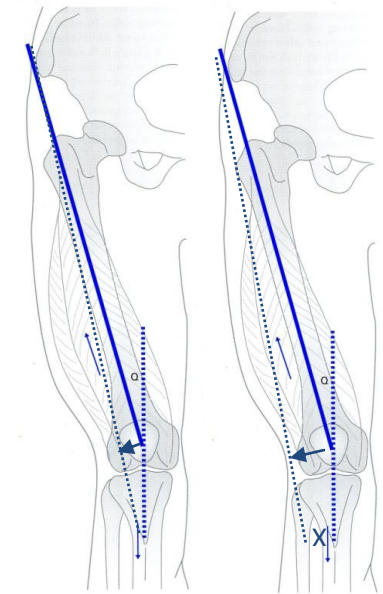
Het patellofemorale gewricht is niet geheel krachtgesloten, het goed sporen van de patella is te danken aan de opstaande randen van de trochlea en de mediale kapselstructuren. Dit sporen van de patella is noodzakelijk omdat de richting van de trekkracht van de m. quadriceps femoris niet in het verlengde van de patellapees ligt. De hoek tussen de trekrichting van de m. quadriceps femoris en het lig. patellae wordt aangegeven met de term Q-hoek, zie figuur 2A. Een Q-hoek groter dan 20°

wordt gezien als abnormaal (Prof. Dr. Verhaar et al. 2008). Door een rechte lijn te trekken tussen de origo van de m. quadriceps femoris en het tuberositas tibiae is de trekrichting van de m. quadriceps femoris te zien als de patella niet in de trochlea groeve zou sporen. Door het verschil tussen de trekrichting van de m. quadriceps femoris met en zonder patellasporing ontstaat bij het concentrisch aanspannen van de m. quadriceps femoris een krachtenvector die altijd naar lateraal gericht is. Deze krachtenvector wordt tegengehouden door de mediale kapselstructuren en de vormgeslotenheid van de trochlea groeve. Hoe groter de Q-hoek is, hoe groter de krachtenvector is die de patella naar lateraal trekt.



Figuur 1: patella luxatie
Bron: Verhaar en Mourik (2008)

Bij het exoroteren van de tibia verplaatst de tuberositas tibiae naar lateraal waardoor de werklijn van de m. quadriceps femoris nog verder van de patella afstaat, wat de krachtenvector ook vergroot zoals te zien in figuur 2B, waarbij de 'x' staat voor de laterale verplaatsing van de tuberositas tibiae door de exorotatie. Uit onderzoek is gebleken dat bij plotselinge rotatiebewegingen in licht geflecteerde stand van rond de 40° meer kans bestaat op een (sub)luxatie van het patellofemorale gewricht (Drew, 1908). Een subluxatie is het gedeeltelijk ontwrichting van de patella (Figuur 1). De patella is in tegenstelling met een patella luxatie niet geheel naast de trochlea groeve geschoten maar heeft nog contact met het facies patellaris van het femur. Een patella (sub)luxatie is gelukkig vrij zeldzaam, slechts 5.8 personen van de 43 op de 100.000 mensen die lijden aan patella instabiliteit hebben daadwerkelijk last van een patella (sub)luxatie (Christopher et al. 2010). Instabiliteit van de patella komt voornamelijk voor bij jonge actieve personen in de groei en dan hoofdzakelijk bij personen van het vrouwelijke geslacht (Fithian et al. 2004). Op latere leeftijd neemt het risico op een (sub)luxatie af door het afnemen van de elasticiteit van het capsulaire apparaat, de patella zal hierdoor minder uit kunnen wijken richting lateraal omdat de aanwezige kapsels minder meegeven. Een (sub)luxatie naar mediaal komt zelden voor omdat de krachtenvector over de patella naar lateraal wijst (figuur 2) en is enkel mogelijk door een trauma, bijvoorbeeld bij externe krachten vanaf lateraal tegen de knie(schijf). De meetopstelling zal zich enkel op laterale (sub)luxaties richten die tot stand gebracht zullen worden door verder in dit verslag genoemde factoren. Een eerste patella (sub)luxatie is zeer pijnlijk en gaat vaak ook gepaard met een ruptuur of overrekking van het mediale retinaculum en een haemartrose. Door het aangedane been in extensie te brengen reponeert de patella zichzelf vrijwel altijd. De hevige pijn maakt het onmogelijk voor de patiënt het gewricht te belasten.



Figuur 2: A. Q-hoek / B. Exorotatie
Bron: Verhaar en Mourik (2008)



Habituele patella (sub)luxaties

De voornaamste oorzaken van een patella (sub)luxatie moeten vooral gezocht worden bij de aangeboren verschijnselen en / of traumatische gebeurtenissen. Door de oprekking / rupturen van de mediale bindweefselstructuren na een eerste patella (sub)luxatie is de kans groot dat een patella (sub)luxatie in de toekomst vaker voor zal komen, dit noemt men een habituele patella (sub)luxatie en ontstaat vaak tijdens de extensiebeweging. Bij 15% - 44% van de personen ontwikkelt een patella (sub)luxatie zich tot een habituele (sub)luxatie (Hawkins et al, 1986). Het risico van een habituele patella (sub)luxatie is beschadiging van het kraakbeen achter de patella met ziektebeelden zoals onder andere chondromalacia tot gevolg. Voor de meetopstelling wordt uitgegaan van aangeboren verschijnselen.

Predispositie

Als er sprake is van een patellaire instabiliteit neemt het risico op een luxatie toe. Een aantal aangeboren factoren die hierbij betrokken kunnen zijn, zijn hieronder weergegeven (Bellemans et al. 2008):

- De insertieplaats van het lig. patellae ligt verder dan gemiddeld naar lateraal, zodat de tractie, die de m. quadriceps femoris op de patella uitoefent enigszins naar lateraal is gericht en waardoor bij het extenderen van de knie de patella naar lateraal naast de knie kan worden getrokken.
- Een dysplasie / relatief platte laterale femurcondyl, waardoor de knieschijf niet vormgesloten is in de trochlea en onder invloed van de resulterende krachtenvector van de m. quadriceps femoris gemakkelijk naar lateraal kan (pagina 12).
- Het bestaan van genua valga bevordert het ontstaan van een patella luxatie (Q-hoek groter dan 15°).
- De verticale richel, aan de achterzijde van de patella kan ontbreken, waardoor afschuiven van de patella richting lateraal minder goed wordt tegengehouden door de trochlea rand.
- Het ligamentum patellae is soms langer dan gemiddeld (patella alta) waardoor het strekapparaat erg beweeglijk is (pagina 14).
- Pes planus, door een ongecorrigeerde pes planus wordt de knie constant belast met een rotatiecomponent langs de longitudinale as (Woor et al. 1998).
- Ook andere varianten op de menselijke anatomie spelen bij de habituele patella luxatie soms een rol. De m. vastus lateralis kan met een ligament verbonden zijn aan de tractus iliotibialis. Soms bevindt deze insertie zich geheel op de tractus iliotibialis en niet aan de patella. Bij flexie van de knie wordt dan de patella naar lateraal getrokken door deze genoemde abnormale verbindingen. Vaak wordt de luxatie begunstigd door een hyperlaxiteit van de bindweefsels van het gewrichtskapsel.
- Een disbalans in kracht tussen de verschillende koppen van de m. quadriceps femoris (pagina 17).

Een aantal van deze punten zullen verder in het verslag verduidelijkt worden.



Art. patellofemorale

Om het effect van de patella (sub)luxatiebraces op de onderliggende structuren te verduidelijken, zal de werking en functie van het patellofemorale gewricht beschreven worden. Patiënten met een veelvuldig optredende patella (sub)luxatie hebben veel problemen met dit gewricht en daarom is het van belang om duidelijk in kaart te brengen hoe de complexe werking van componenten zich ten opzichte van elkaar bewegen. Zoals eerder vermeld wordt de geleiding van de patella gewaarborgd door een complexe samenwerking van zachte weefsels en botstructuren. Deze kunnen onderverdeeld worden in drie groepen: dynamisch weefsel (musculatuur), passief weefsel (retinaculi / ligamenten) en statische structuren (patellofemorale geometrie) (Sanavongse et al. 2005)

De mate van effectieve geleiding van de structuren variëren bij bepaalde hoekstanden van het art. genus (Sanavongse et al. 2005). In een vroegtijdige flexie van (0-30°) zorgt het mediale patellofemorale ligament (MPFL) voor een krachtgesloten verbinding (Dejour et al. 1994, Houtama et al. 1998, Fithian et al. 1998). Het MPFL is een V-vormig ligament dat aanhecht aan het mediale gedeelte van de patella en de mediale femurcondyl en zorgt voor tegendruk bij een laterale patella verplaatsing (Namura et al. 2000, Smirk et al. 2003, Steensen et al. 2004). Bij een grotere flexiestand dan 30° wordt de patella geleid door de trochlea groef en zal gestabiliseerd worden door het laterale deel van de trochlea groef en door de statische kracht van het MPFL en de krachten van de musculatuur (Faramand et al. 1998). De musculatuur levert zijn stabilisatie bijdrage na een flexiestand van 60° (Carillon et al. 2000). Een abnormale vorm of wel een dysplasie van de trochlea groef kan het effect van een patella (sub)luxatie versterken (Sanavongse et al. 2005, Dejour et al. 1994). Dat er een correlatie bestaat tussen een trochlea dysplasie en een patella (sub)luxatie is al eerder aangetoond door verschillende onderzoeken (Ahmed et al. 2000, Amis et al. 1975).

De ligamenten die de twee botstructuren met elkaar verbinden hebben een grote invloed op de bewegingsmogelijkheden van de patella. Welke structuren er van belang zijn in ons model worden hieronder toegelicht.

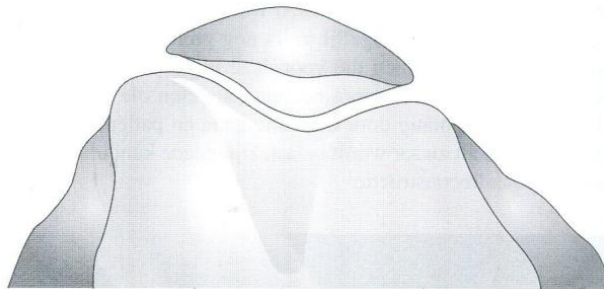
Bindweefsel structuren die worden toegepast in de meetopstelling:

1. *Lig. Collaterale fibulare/tibiale (Bewegingen van de tibia en het femur in het frontale vlak uitsluiten).*
2. *Lig. patella, tendo m. quadriceps femoris (Om de krachten over te brengen op de tibia via de patella).*
3. *Mediale patella femorale ligament (MPFL), (Laterale patella femorale ligament (LPFL). Het MPFL wordt tijdens een luxatie kapot getrokken, dit zal daarom vervaardigd moeten worden met een elastisch materiaal).*
4. *Lig. Cruciatum anterius/posterius, meniscus lateralis/medialis. Geleiding van de beweging van femur over tibia. (Voorwaartse en achterwaartse afschuivingen van het femur worden zo verminderd).*



Patella morfologie

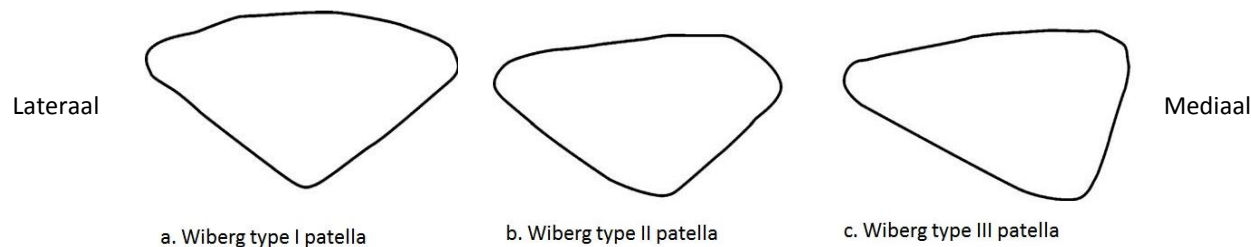
Er kan gesteld worden dat de mate van concaviteit en convexiteit van de patella en femurcondylen van zeer groot belang zijn voor de vormgeslotenheid en dus voor de positie en mate van (sub)luxatie van de patella.



Figuur 3: art. Patella en Femur van art. patellofemorale
transversaal aanzicht
Bron: Verhaar en Mourik (2008)

De patella kan gedefinieerd worden als een driehoekig botstuk tussen de tendon m. quadriceps femoris en het lig. patellae en doet dienst als sesambeen (callaghan 2007, Hughston. 1983). Aan de dorsale zijde van de patella waar zich kraakbeen bevindt, wordt onderscheid gemaakt tussen twee delen, het Facies Articularis en de Apex patellae (niet articulerend). Het articulerende gedeelte kan op zijn beurt weer opgedeeld worden in een lateraal en mediaal gedeelte, dat gesplitst wordt door een verticale richel. Deze twee vlakken zijn per persoon variërend van grootte en dus ook relevant voor een mogelijkheid tot (sub)luxaties. Ook qua vorm is er een variëteit van de patella, deze zijn beschreven door Wiberg (1941). Wiberg heeft de vorm ingedeeld in 3 Types zoals afgebeeld in figuur 4. Een Wiberg type I patella kenmerkt zich door een gelijk mediaal en lateraal facet, beide concaaf van vorm. Een Wiberg type II patella heeft een licht convex mediaal facet, dit mediale facet is kleiner dan het laterale facet. Tot slot een Wiberg type III patella, het mediale facet is convex van vorm en een stuk kleiner dan het laterale facet. Dit laatste type patella komt vaak voor bij mensen met een patella (sub)luxatie (Servien et al, 2003)

Eis: De meetopstelling zal uitgerust worden met een type III Wiberg patella.



Figuur 4: Patella vormen volgens Wiberg (links, transversaal)
Bron: Wiberg (1941)

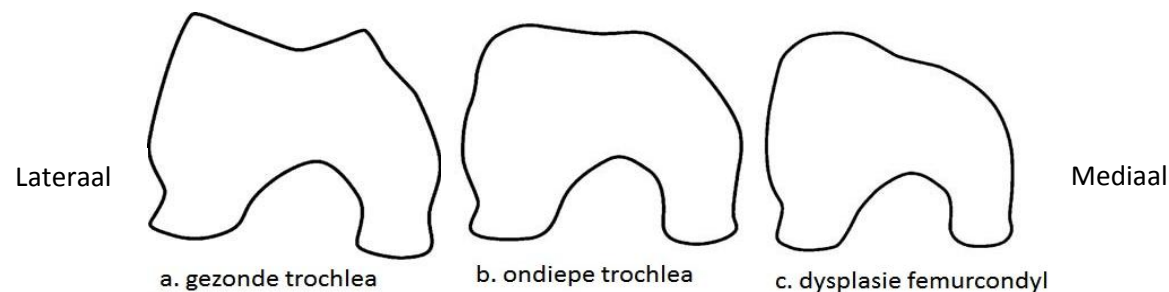


Femur morfologie

Het articulerende gedeelte van het femur met de patella ofwel het patellaire gedeelte van het gewricht is zadelvormig en asymmetrisch, met vaak een grotere en meer convexe laterale kant dan de mediale zijde (Cailliet, 1978, Dilhmann et al. 2003). De variatie van deze facetten (figuur 5) in convexiteit en concaviteit zorgen samen met de eigenschappen van de femurcondylen, de positie van de origo en insertie van de betrokken pezen en ligamenten voor de baan van de patella over het femur.

Tijdens de extensie van de knie beweegt de patella zich richting proximaal over het facies patellaris van het femur. Het contactoppervlak tussen de twee delen is echter zeer variërend per persoon. Het kniegewricht is geen zuiver scharniergewricht, omdat zijn morfologische bouw ook een, van de buigingsgraad afhankelijke, draaiing om de lengteas mogelijk maakt.

Eis: De meetopstelling moet beschikken over een dysplasie van het laterale femurcondyl.



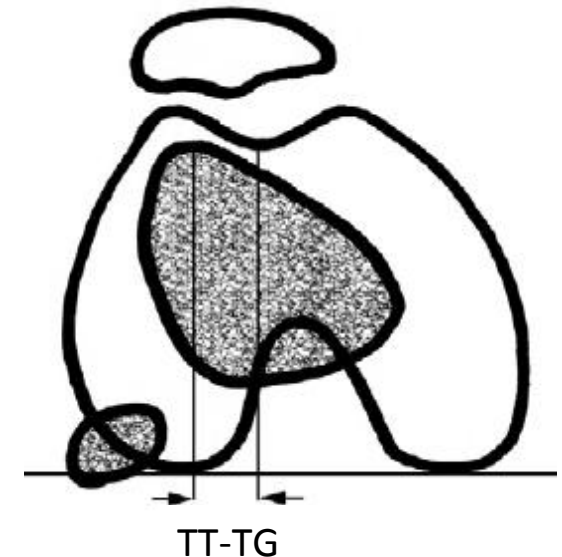
Figuur 5: Vorm femurcondylen volgens Cailliet gezien vanaf distaal in het transversale vlak.

Bron: Cailliet (1987)



Tuberositas Tibiae – Trochlear Groove (TT-TG)

Een ander aspect dat vaak naar voren komt als oorzaak van een patella is de TT-TG afstand. Dit is de afstand tussen het hoogste punt van de tuberositas tibiae en het diepste punt van de trochleaire groeve. De TT-TG wordt gemeten met behulp van CT-scans en wordt gebruikt om te bepalen wanneer over te gaan tot chirurgisch ingrijpen (D. Mensch et al). Hiervoor zijn twee scans nodig, genomen in het transversale vlak. Één scan is nodig waarop het diepste punt van de trochlea groeve is te zien en één scan waarop het hoogste punt van het tuberositas tibiae te zien is. Wanneer deze twee foto's over elkaar geplaatst worden zoals in figuur 6 is de TT-TG afstand in het transversale vlak te meten. Als het tuberositas tibiae gelijk ligt met het diepste punt van de trochleaire groeve is dit gelijk aan 0mm, als het tuberositas tibiae zich mediaal van het diepste punt van de trochleaire groeve bevindt wordt dit vermeld als een negatief getal. Als het tuberositas tibiae zich lateraal bevindt van het diepste punt van de trochleaire groeve wordt dit weergegeven door een positief getal in millimeters (D. Shakespear et al 2002). Over het algemeen wordt een TT-TG afstand groter dan +15 mm gezien als abnormaal, vaak wordt dan overgegaan tot chirurgisch ingrijpen. Omdat deze waarde gezien wordt als een oorzaak van patella instabiliteit zal ook de TT-TG afstand instelbaar zijn op het meetopstelling (D. Mensch, 2011).



Trochlea dysplasie

De trochlea dysplasie is één van de voornaamste redenen van patella instabiliteit. De dysplasie van de trochlea groef kan onderverdeeld worden in vier groepen (Dejour et al. 1998)

- A. Een ondiepe trochlea groef
- B. Een geheel vlakke of convexe trochlea “groef”
- C. Asymmetrie van het trochlea facet, laterale trochlea convex, mediaal facet hypoplastisch
- D. Asymmetrie van trochlea facetten, verticale as en klif patroon

Figuur 6: TT-TG afstand femur
Bron: Philip B Schöttle, et al (2005)

Eis: De TT-TG afstand moet in de meetopstelling verstelbaar zijn tussen de 10 en 30 mm om zo een luxatie te kunnen nabootsen / forceren.



Patella alta/baya

Een andere mogelijke oorzaak van een (sub)luxatie kan gezocht worden in de verticale positie van de patella. Een aanwezigheid van een patella alta wordt ook gezien als een mogelijke oorzaak van patella (sub)luxaties.

Bij dit fenomeen is sprake van een hoog liggende patella (alta) of een laag liggende patella (baya) ten opzichte van het femur.

In flexie is er bij een patella alta geen vorm geslotenheid tussen de patella en de trochlea van het femur. Dit gaat soms gepaard met een verhoogde beweeglijkheid van de patella.

Het tegenovergestelde is de laagstand van de patella (patella infera of baya) waarbij juist in flexie stand van de knie de druk in het gewricht toeneemt en een oorzaak kan zijn voor pijnklachten. Of dit ook daadwerkelijk resulteert in een grotere kans op een patella (sub)luxatie is niet waarschijnlijk en niet beschreven in literatuur.

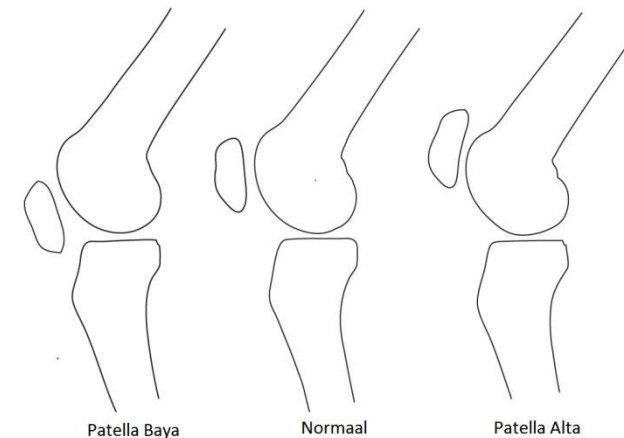
Door middel van de methode van Insall et al (1971) waar gebruik wordt gemaakt van de patella diameter en het lig.patellae in het sagittale vlak kan er een patella alta of baya geconstateerd worden. De patella diameter (Figuur 8) gedeeld door de lengte van het lig.patellae (Figuur 9) geeft een waarde waaruit vervolgens een conclusie getrokken kan worden.

Er is sprake van een:

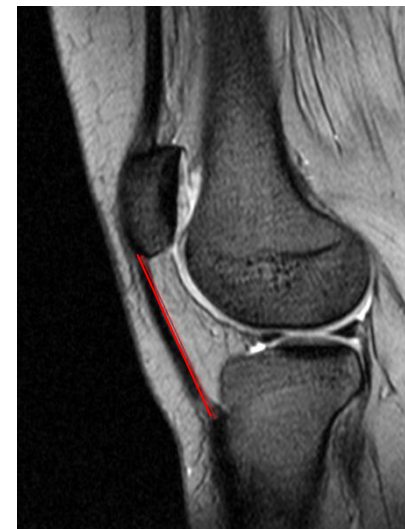
Patella alta: bij een waarde van 0.8 of minder

Patella baya: bij een waarde van 1.2 of meer

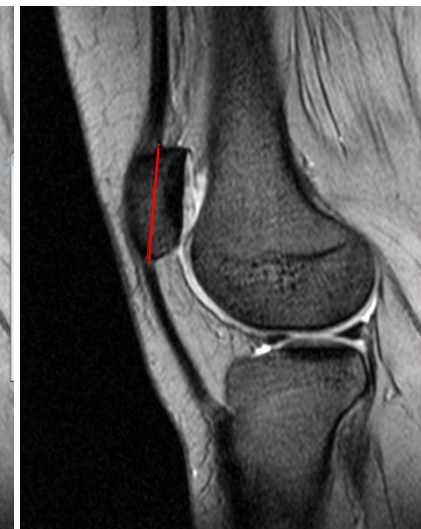
Eis: Op de meetopstelling moet een mogelijkheid zijn voor het verstellen van de patella in verticale richting, om zo een patella alta of baya na te kunnen bootsen.



Figuur 7: Patella baya en alta
Bron: Hughston en Walsh (1984)



Figuur 8: Lengte lig. patellae
Bron: MRI-scan MCH Westeinde (2011)



Figuur 9: diameter patella



Hoekstandsveranderingen

De meetopstelling zal de realiteit zo dicht mogelijk moeten benaderen. Daarom zal gekeken worden welke hoekstandsveranderingen mogelijk zijn en ook daadwerkelijk een positief effect hebben bij het stimuleren van een (sub)luxatie. De bewegingsmogelijkheden van het tibiofemorale gewricht zal beschreven worden vanuit meerdere anatomische vlakken. Met het tibiofemorale gewricht wordt het gewricht tussen de tibia en het femur bedoeld zonder de patella. Vanzelfsprekend is geen enkele knie hetzelfde en dus zullen de bewegingsmogelijkheden ook zeer variërend zijn. De meetopstelling moet dus genoeg variabelen hebben om meerdere situaties na te kunnen bootsen.

Sagittale vlak

In het tibiofemorale gewricht is de beweging in het sagittale vlak veruit het grootst. De afstand van volledige extensie tot volledige flexie is variabel van 0° tot ongeveer 140° (Snijders et al. 1995) Hierbij zijn de effecten van de patella, weke delen en verdere aanwezige structuren meegenomen.

Transversale vlak

In het transversale vlak neemt het bewegingsgebied van het tibiofemorale gewricht toe vanaf een volledig geëxtendeerde knie tot 90° flexie. Bij volledige extensie is bijna geen beweging in dit vlak mogelijk vanwege het in elkaar grijpen van de femorale en tibiale condylen. Bij een flexie van 90° is er een exorotatie van 0° tot 45° mogelijk en de endorotatie heeft een bereikbaarheid van 0° tot ongeveer 30°. Bij hogere flexiewaarden dan 90° neemt de mogelijke bewegingsuitslag in het transversale vlak af (Chen et al. 2000).

Rotatie tijdens het gaan

Door middel van onderzoek (Levens et al. 1948) met fototechniek en een bevestiging van skeletpennen aan het femur en de tibia zijn de rotaties tijdens het gaan vastgelegd. Zoals eerder beschreven is heeft de knie een grotere maximale rotatiebereikbaarheid dan benut wordt tijdens het gaan. De waarden van de meting varieerde van 4,1° tot 13,3° met een gemiddelde van 8,6°. Volgens peil ai Chen maakt de knie tijdens het gaan een grotere rotatie van 12° tot 22° over de longitudinale as met een gemiddelde van 15° (Chen et al. 2000). Bij sommige sporten of handelingen worden de maximale rotaties echter wel behaald en wordt er een groot beroep gedaan op de aanwezige banden en structuren met name de kruisbanden. Bij een exorotatie beweging van de tibia zal de insertie van het lig.patellae richting lateraal verplaatsen en zal dus ook een grotere drang tot laterale verplaatsing van de patella tot gevolg hebben. Er kan dus gesteld worden dat wanneer iemand met een Wiberg type III patella en een dysplasie van het laterale femurcondyl bij een exorotatie van de tibia een verhoogde kans tot (sub)luxatie heeft.



Frontale vlak

In het frontale vlak kan gezegd worden dat bij een volledig gestrekte knie bijna geen ab- of adductie mogelijk is. Wanneer de knie tot 30° gebogen wordt neemt de beweging in dit vlak toe. Dit is echter zeer minimaal, er kan gesproken worden over een aantal graden op zijn grootst bij zowel passieve ab- als adductie. Voorbij de 30°-flexie wordt de beweging in dit vlak kleiner, vanwege de beperkende invloed van de zachte weefsels. In de meetopstelling zal de bewegingsvrijheid in het frontale vlak geheel tot zoveel mogelijk uitgesloten worden. De schacht van het femur ligt niet precies in het verlengde van de tibia. Hij vormt hier een hoek van 170°-175°. Dit is de fysiologische valgusstand van de knie(Kapanji, 2009).

Vrijheidsgraden knie

De bewegingsmogelijkheden van een gezonde knie kunnen beschreven worden in het aantal vrijheidsgraden. In drie dimensies zijn er zonder beperkingen zes onafhankelijke bewegingsmogelijkheden mogelijk, waarvan drie rotaties en drie translaties. De knie bezit twee vrijheidsgraden. De eerste vrijheidsgraad wordt bepaald door de frontale as en beweegt in het sagittale vlak. De tweede vrijheidsgraad bestaat uit rotatie in het frontale vlak en om de longitudinale as. Vanwege de morfologie van de tibia en het femur is het onmogelijk te roteren in maximale extensiestand van een gezond been.

Vanwege speling in het gewricht zijn er zijwaartse bewegingen mogelijk tijdens extensie. Bij maximale extensie zijn deze bewegingen geheel verdwenen. Als die er wel zijn, dienen deze in het algemeen als pathologisch gezien te worden.

Eisen:

- ***De meetopstelling moet kunnen exoroteren van 0° tot en met 45°***
- ***De meetopstelling moet kunnen endoroteren van 0° tot en met 30°.***
- ***De meetopstelling moet een mogelijkheid hebben de rotatie vast te kunnen zetten.***
- ***De meetopstelling mag alleen de twee genoemde vrijheidsgraden bezitten.***



Musculatuur

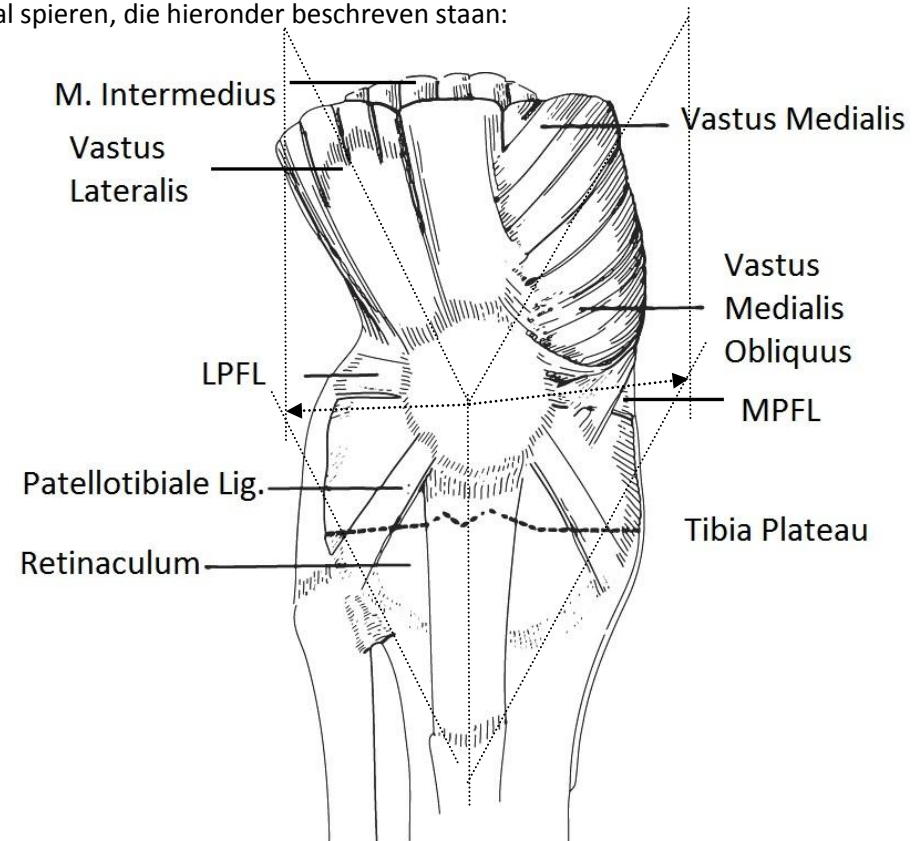
Omdat de patella tijdens de extensiebeweging habitueel het vaakst (sub)luxeert zal er in kaart gebracht worden welke spieren bij de extensie betrokken zijn. De extensie beweging van de knie wordt gerealiseerd door middel van een aantal spieren, die hieronder beschreven staan:

Knie extensoren:

- m. vastus lateralis
- m. rectus femoris
- m. vastus medialis
- m. vastus intermedius
- m. vastus medialis obliques

De m. rectus femoris is een bi-articulaire spier en levert een bijdrage aan het extensievermogen van de knie, dit is echter niet zijn enige functie. De m. rectus femoris heeft ook een bijdrage aan het krachtgesloten centreren in de trochlea groeve van de patella (Hughston, 1984). De andere aanwezige spieren zijn mono-articulair. De mm. vasti lateralis en medialis hebben nog een component in zijwaartse richting. Als deze spieren samen contraheren en elkaar dus in evenwicht houden, wordt de kracht uitgeoefend richting proximaal en wordt het been geëxtendeerd. Als echter de m. vastus lateralis overheerst kan de patella naar lateraal getrokken worden door de krachtenvector die ontstaat zoals weergegeven in figuur 10. Één van de vele factoren die een rol spelen bij een habituele patella (sub)luxatie. Volgens onderzoek (Heysen et al. 2009) kan de m. quadriceps femoris gemiddeld een maximale kracht van ± 1700 Newton in longitudinale richting leveren. De meetopstelling zal dus ook een minimale kracht van 1700 newton kunnen leveren.

Eis: De meetopstelling moet een minimale kracht van 1700 Newton kunnen leveren.



Figuur 10: Ventrale musculatuur en ligamenten
Bron: Hughston en Walsh (1984)



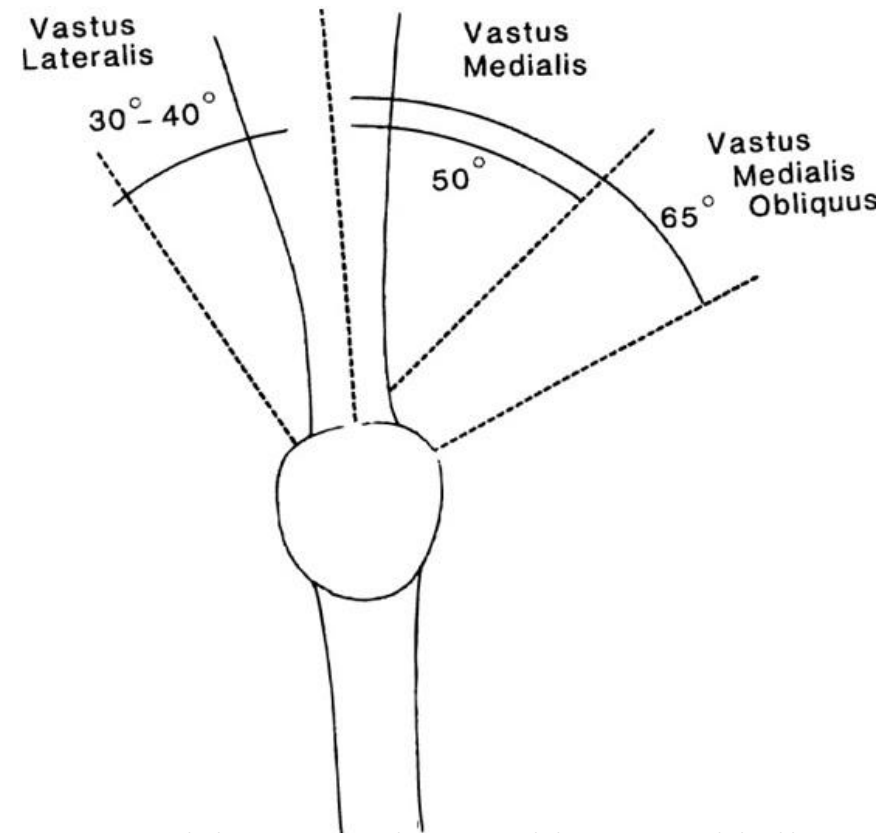
Trekrichting

Welke en hoeveel trekrichtingen moet de meetopstelling bezitten om een luxatie te kunnen simuleren.

De drie omringende spieren van de m. rectus femoris hechten zich in de m. quadriceps femoris pees, welke zich weer verbindt aan de anteriore zijde van de patella. De m. vastus intermedius heeft zijn insertie op de m. rectus femoris pees, onder een hoek van 65° . De m. vastus medialis vezels maken een hoek van 50° ten opzichte van de m. rectus femoris pees bij de insertie. De m. vastus lateralis vezels hebben een hoek van tussen de 30° en 40° . Dit is veruit de sterkste spier van de vier en kan bij onvoldoende tegendruk een patella instabiliteit veroorzaken. Ook kan een onderontwikkelde m. vastus medialis obliquus een laterale patella verplaatsing veroorzaken omdat er dan niet voldoende trekkracht gecreëerd kan worden.

Wanneer er dieper ingegaan wordt op de laterale trekrichting kan er geconcludeerd worden dat aan de dorsale en distale zijde van de tractus iliotibialis (ITB) veel spiervezels van de m. vastus lateralis verbonden zijn. Deze spier met zijn gespreide insertie aan het laterale patella gedeelte en het laterale deel van de tuberositas tibiae (Gerdy) levert dus een kracht richting lateraal op de patella (Hughston et al. 1984). Meerdere trekrichtingen verwerken in het meetopstelling kan de kans op luxatie verminderen maar bij een aangepaste afstelling ook verhogen. Een enkele pees die verstelbaar is tussen de 0° en 20° richting lateraal moet voldoende zijn om de opstelling te kunnen laten luxeren. De trekcomponenten richting mediaal zijn dan geheel weggelaten.

Eis: De trekrichting van de m. quadriceps femoris moet verstelbaar zijn tussen de 0° en 20° richting lateraal.



Figuur 11: Vezelrichting vastus lateralis, vastus medialis en vastus medialis obliquus
Bron: Hughston, M.D. et al (1984)



Braces

Bij een patella (sub)luxatie behandeling wordt de knie eerst geïmmobiliseerd om de knie te laten herstellen. Gevolgd door bracing en fysiotherapie (Grelsamer et al. 2000, Cofield et al. 1977, Cash et al. 1988, Solomon et al. 2001). Met deze behandelmethode geneest het merendeel zonder functionele beperkingen. Maar bij 15%-44% van deze personen ontwikkelt de eerste patella luxatie zich tot een habituele patella luxatie en / of patellaire instabiliteit (Nikku et al. 2005, Camanho et al. 2009). De verschillende braces die hiervoor gebruikt worden hebben ieder weer hun sterke en zwakte punten. Het effect van een brace op een patella zal dus ook per brace en persoon verschillend zijn. De brace moet voldoende raakvlak en druk kunnen leveren om een mogelijkheid tot luxatie te kunnen beïnvloeden. Er is contact opgenomen met diverse medisch specialisten en instrumentmakers om te achterhalen welke braces er gebruikt worden bij een patella (sub)luxatie behandeling. Naast maatwerk van de orthopedische instrumentmaker is er veel convectiemateriaal beschikbaar voor het ondersteunen en begeleiden van de knie en patella tijdens het revalidatieproces en dagelijkse activiteiten. In overleg met de instrumentmakers is een selectie gemaakt van braces die gebruikt worden bij knieschijf-bewegingsklachten, waaronder een laterale patella (sub)luxatie.

De braces zullen getest worden op:	De braces zullen getoetst worden aan de hand van onderstaande schaalverdeling:	De dikte van de braces zullen getoetst worden aan de hand van onderstaande schaalverdeling, gemeten op het dikste punt:																				
- Functie - Gebruiksgemak - Comfort - Pasvorm - Prijs	<table><tr><td>Zeer goed:</td><td>++</td></tr><tr><td>Goed:</td><td>+</td></tr><tr><td>Voldoende:</td><td>0</td></tr><tr><td>Matig:</td><td>-</td></tr><tr><td>Slecht:</td><td>--</td></tr></table>	Zeer goed:	++	Goed:	+	Voldoende:	0	Matig:	-	Slecht:	--	<table><tr><td>< 5 mm dik:</td><td>++</td></tr><tr><td>6 – 10 mm dik:</td><td>+</td></tr><tr><td>11 – 15 mm dik:</td><td>0</td></tr><tr><td>16 – 20 mm dik:</td><td>-</td></tr><tr><td>>21 mm dik:</td><td>--</td></tr></table>	< 5 mm dik:	++	6 – 10 mm dik:	+	11 – 15 mm dik:	0	16 – 20 mm dik:	-	>21 mm dik:	--
Zeer goed:	++																					
Goed:	+																					
Voldoende:	0																					
Matig:	-																					
Slecht:	--																					
< 5 mm dik:	++																					
6 – 10 mm dik:	+																					
11 – 15 mm dik:	0																					
16 – 20 mm dik:	-																					
>21 mm dik:	--																					

De functie van de braces zijn getest op de meetopstelling (pagina 28). Hierbij is gekeken in hoeverre de braces in staat waren de laterale (sub)luxatie tegen te gaan. Er zijn zeven braces op functie getest, waarbij de brace met de grootste laterale verplaatsing van de patella 1 punt kreeg oplopend tot 7 punten voor de brace met de kleinste laterale verplaatsing van de patella.

Het comfort van de brace is getest door deze zelf gedurende één dagdeel te dragen onder een lange broek. Hierbij zijn verschillende dagelijkse activiteiten uitgevoerd, zoals traplopen, wandelen, hurken en langdurig met gebogen knie zitten. Hierbij is gekeken naar het algehele draagcomfort, het materiaal van het contactoppervlak, in hoeverre de brace op zijn plek is blijven zitten en of er knel / druk-punten ontstonden. Aan de hand hiervan is een waarde gegeven volgens bovenstaande schaalverdeling. Het gebruiksgemak is beoordeeld op het aantal handelingen en de complexiteit van de handelingen om de brace om te doen en / of in te stellen. Bij de pasvorm is gekeken naar de nauwkeurigheid waarmee de brace op het been aansloot en of er plooien ontstonden gedurende het gebruik. Op de volgende pagina's is een overzicht te zien van de getoetste braces met hun score. Elke brace zal worden ingeleid door een beknopte omschrijving door de fabrikant zelf.



BioSkin Q-brace

De BioSkin Q-brace is een knieschijfstabilisator, voorzien van een zogenaamde T-Strap, om afhankelijk van de gewenste stabilisatierichting knieschijfcorrectie toe te kunnen passen. De Q-Brace is voorzien van 4 circulaire fixatiebanden om de brace en daarmee ook de T-Strap, goed op zijn plaats te houden. De brace heeft een open knieschijfconstructie.

Binnen- en buitenbaleinen zorgen voor extra versterking aan laterale en mediale zijde (varus/valgus).

De BioSkin brace is opgebouwd uit 3 lagen, een oppervlakkige Nylon-Lycra-stretchlaag, de middelste SmartSkin-membraan voor transpiratie en vochtregulatie en nog een Nylon-Lycra-stretchlaag om de brace goed op zijn plaats te houden. De BioSkin heeft de eigenschappen van een 2e huid, de zogenaamde SkinLoc. BioSkin is hypoallergeen om huidirritaties te voorkomen.

(Bron: www.BioSkin.com)



Figuur 12: BioSkin Q-brace.

Bron: www.BioSkin.com

Gebruiksgemak:

Aantal handelingen om aan te trekken:

o

7

Soort sluiting:

Klittenband

Aantal sluitingen:

6 (waarvan 3 van de laterale pelotte)

Materiaal:

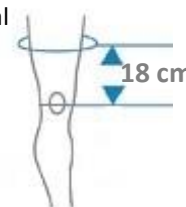
BioSkin® Ultima Materiaal

Wassen:

30 °C handwas

Links of rechts / Links en Rechts:

Links en Rechts



Comfort:

Open / gesloten patella:

+

Open

Open / gesloten knieholte:

Gesloten

Knelpunten:

Ontstaan van plooiën in de knieholte tijdens flexie veroorzaakt lichte irritatie

Pasvorm:

Patella Block:

++

Ja (lateraal)

Patella Block instelbaar:

Ja

Dikte:

o

Maatvoering:

Zie tabel 1

Overige opmerkingen:

Door de losse pelotte/ T-strap is de patella tracking goed in te stellen.

Verkoopprijs:

€ 99.95

Maat	Omtrek mid-patella (cm)	Omtrek 18 cm boven Patella (cm)
XS	31-33	41-46
S	33-36	46-51
M	36-41	51-56
L	41-43	56-64
XL	43-46	64-71
XXL	46-54	71-81

Tabel 1: Maatvoering Q Brace



Otto Bock Patella Pro

De patella pro brace van Otto Bock heeft individueel instelbare functionele dynamische re-centrering van de patella, vooral actief tussen 10° en 30° flexie. Deze wordt ingesteld met behulp van klittenbandpunten en banden met rasterverstellingen. (Bron: www.ottobock.nl)

Gebruiksgemak:

Aantal handelingen om aan te trekken:	6
Soort sluiting:	Klittenband en klik sluiting
Aantal sluitingen:	3
Materiaal:	PA, TPU, PU, TPE-E, PE schuim
Wassen:	30 °C Handwas
Links of rechts / Links en Rechts:	Links of Rechts

Comfort:

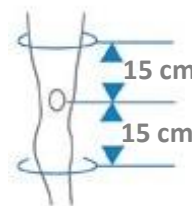
Open / gesloten patella:	Open
Open / gesloten knieholte:	Gesloten
Knelpunten:	In de knieholte zit een band

welke een knelpunt oplevert.

Pasvorm:

Patella Block:	++
Patella Block instelbaar:	Ja (lateraal)
Dikte:	Ja

Maatvoering:	o
	Zie tabel 2



Maat	Omtrek 15 cm onder patella (cm)	Omtrek 15 cm boven Patella (cm)
XS	32-35	40-44
S	35-38	44-48
M	38-41	48-52
L	41-44	52-56
XL	44-48	56-61

Tabel 2: Maatvoering Patella Pro



Figuur 13: Otto Bock Patella Pro
Bron: www.ottobock.nl

Overige opmerkingen:

Door de aantreklussen wordt het aantrekken behoorlijk vergemakkelijkt. Daarentegen vraagt het klikmechanisme van de laterale schaal behoorlijk wat vaardigheid.

Verkoopprijs: € 149.95



Bauerfeind Genutrain P3

De visco-elastische pelotte omvat de knieschijf en belemmert door de ingebouwde correctiedraad het lateraliseren van de patella. Door intermitterende compressie op de weke delen rondom het gewricht wordt een snelle resorptie van oedeem, vocht en hematomen, pijnvermindering en functieverbetering van het kniegewricht gewaarborgd.

(Bron: www.bauerfeind.nl)

Gebruiksgemak:

Aantal handelingen om aan te trekken:	++
Soort sluiting:	1
Aantal sluitingen:	Niet aanwezig
Materiaal:	0
Wassen:	PA, Cawiton, ED, Silicone, PUR, EL, CV, CO, PE, PES
Links of rechts / Links en Rechts:	30 °C Handwas
	Links of Rechts

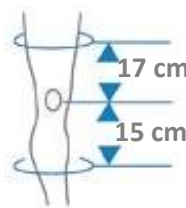
Comfort:

Open / gesloten patella:	+
Open / gesloten knieholte:	Gesloten
Knelpunten:	Gesloten
	Niet aanwezig

Pasvorm:

Patella Block:	++
Patella Block instelbaar:	Ja (Silicone pelotte)
Dikte:	Nee
Maatvoering:	+
	Zie tabel 3

Overige opmerkingen:	N.A.
Verkoopprijs:	€ 94.95



Figuur 14: Bauerfeind Genutrain P3

Bron: www.bauerfeind.nl

Maat	Omtrek 15 cm onder patella (cm)	Omtrek 17 cm boven Patella (cm)
1	28-31	39-42
2	31-34	42-45
3	34-37	45-48
4	37-40	48-51
5	40-43	51-54
6	43-46	54-57

Tabel 3: Maatvoering Genutrain P3



Push Med patella brace

De Push Med Patella brace biedt lokale druk op het lig.patellae en ondersteunt de patella. De pelotte bestaat uit een huidvriendelijk en veerkrachtig polymeer. Het verstevigingselement van kunststof onder de pelotte zorgt voor een geleidelijke drukverdeling. De goede anatomische pasvorm en het materiaalsoort van de pelotte bevorderen het positiebehoud van de brace tijdens het lopen. (Bron: www.push.eu)

Gebruiksgemak:

Aantal handelingen om aan te trekken:	++
Aantal handelingen om aan te trekken:	2
Soort sluiting:	Klittenband
Aantal sluitingen:	1
Materiaal:	Niet Bekend
Wassen:	30 °C Handwas
Links of rechts / Links en Rechts:	Links en Rechts

Comfort:

Open / gesloten patella:	++
Open / gesloten knieholte:	Niet aanwezig.
Knelpunten:	Niet aanwezig
	In de knieholte zit een band welke een licht knelpunt oplevert.

Pasvorm:

Patella Block:	++
Patella Block instelbaar:	Nee
Dikte:	Nee
Maatvoering:	++
	'One size fits all'

Overige opmerkingen:	Door het geringe raakvlak van de brace op de huid heeft deze brace de neiging weg te draaien.
Verkoopprijs:	€ 34.95



Figuur 15: Push med patella brace

Bron: www.push.eu



Otto Bock Genu Carezza Patella Stabilizer

Genu Carezza ortheses zorgen voor een lichte stabiliteit en zijn gemaakt van de nieuwste generatie Space Tex. Dit materiaal zorgt ervoor, dat de huid kan ademen en vocht afgevoerd wordt, zodat de huid droog blijft. Flexibele patellastabilisator C-vormig kussentje, dat door twee aparte banden aangebracht wordt. Door dit effect kunnen de Carezza ortheses langere periodes gedragen worden. (Bron: www.ottobock.nl)



Figuur 16: Otto Bock Genu Carezza
Bron: www.ottobock.nl

Gebruiksgemak:

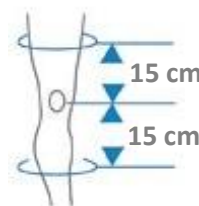
Aantal handelingen om aan te trekken:	++
Soort sluiting:	3
Aantal sluitingen:	Klittenband
Materiaal:	2
Wassen:	PA, EA, PU schuim
Links of rechts / Links en Rechts:	30 °C Handwas
	Links en Rechts

Comfort:

Open / gesloten patella:	++
Open / gesloten knieholte:	Open
Knelpunten:	Gesloten
	N.A.

Pasvorm:

Patella Block:	+
Patella Block instelbaar:	Ja (lateraal)
Dikte:	Nee
Maatvoering:	+ Zie tabel 4



Maat	Omtrek 15 cm onder patella (cm)	Omtrek 15 cm boven Patella (cm)
XXS	29-32	36-40
XS	32-35	40-44
S	35-38	44-48
M	38-41	48-52
L	41-44	52-56
XL	44-48	56-61
XXL	48-51	61-67

Tabel 4: Maatvoering Genu Carezza

Overige opmerkingen:	Door het geringe formaat en de elasticiteit van het materiaal is de brace zeer eenvoudig aan te trekken.
Verkoopprijs:	€ 64.95



JuzoFlex Hamburger Patella-Bandage

De JuzoFlex Hamburger Patella-Bandage is een bandage geschikt voor de minder actieve gebruiker. In de brace is lycra verwerkt waardoor deze ook geschikt is voor patiënten met een latex allergie. (Bron: www.juzo.com)

Gebruiksgemak:

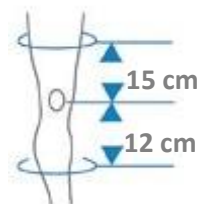
Aantal handelingen om aan te trekken:	2
Soort sluiting:	Klittenband
Aantal sluitingen:	1
Materiaal:	PA, Viskose, Elastan
Wassen:	30 °C Handwas
Links of rechts / Links en Rechts:	Links of Rechts

Comfort:

Open / gesloten patella:	Open
Open / gesloten knieholte:	Gesloten
Knelpunten:	Niet aanwezig.

Pasvorm:

Patella Block:	Nee
Patella Block instelbaar:	Nee
Dikte:	+
Maatvoering:	Zie tabel 5



Overige opmerkingen:	Niet aanwezig
Verkoopprijs:	€ 59.95



Figuur 17: JuzoFlex Hamburger Patella-Bandage
Bron: www.juzo.com

Maat	Omtrek 12 cm onder patella (cm)	Omtrek 15 cm boven Patella (cm)
XS	28-31	38-41
S	31-34	41-44
M	34-37	44-47
L	37-40	47-50
XL	40-43	50-53
XXL	43-46	53-56

Tabel 5: Maatvoering JuzoFlex



DonJoy Tru-Pull Advanced system Patellofemoral Sleeve

De DonJoy Tru-pull is uitermate geschikt ter verlichting van de pijn bij patellofemorale stoornis, inclusief subluxatie/dislocatie, maltracking en patellaire peesontsteking. Door het Elastomeer treksysteem met trekbanden boven en onder de knieschijf ontstaat er een sterke dynamische trekkracht op de knieschijf tijdens het strekken van de knie. Afzonderlijke bevestigingspunten voorkomen rotatie en zorgen voor een constante trekkracht op de knieschijf. Er is keuze uit een vulling van 3.25 mm of 6 mm zodat de patiënten de ondersteuning krijgen die zij nodig hebben. (Bron: www.donjoy.com)



Figuur 18: DonJoy Tru-Pull Patellofemoral Sleeve
Bron: www.donjoy.com

Gebruiksgemak:

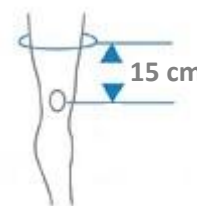
Aantal handelingen om aan te trekken:	3
Soort sluiting:	Klittenband
Aantal sluitingen:	2
Materiaal:	Niet bekend
Wassen:	30 °C Handwas
Links of rechts / Links en Rechts:	Links of Rechts

Comfort:

Open / gesloten patella:	Open
Open / gesloten knieholte:	Gesloten
Knelpunten:	In de knieholte en bij de patellablock ontstaan
drukpunten	

Pasvorm:

Patella Block:	Ja
Patella Block instelbaar:	Ja
Dikte:	--
Maatvoering:	Zie tabel 6



Maat	Omtrek 15 cm boven Patella (cm)
XS	33-39
S	39-47
M	47-53
L	53-60
XL	60-67
XXL	67-75
XXXL	75-81

Tabel 6: Maatvoering DonJoy Brace

Overige opmerkingen:	De brace is in het geheel veel te grof om goed onder kleren etc. te dragen. Ook plooit de brace verschrikkelijk zowel tijdens extensie als flexie.
Verkoopprijs:	€ 74.95



Meetopstelling

Patella (sub)luxatie brace meetopstelling

De meetopstelling zal meer duidelijkheid moeten geven over het effect van een brace op het patellofemorale gewricht en vooral de mate van lateralisatie. De voornaamste oorzaken van een patella (sub)luxatie zoals eerder beschreven, worden toegevoegd in deze opstelling. Daarbij komt kijken dat de opstelling zo dicht mogelijk de realiteit zal moeten benaderen.

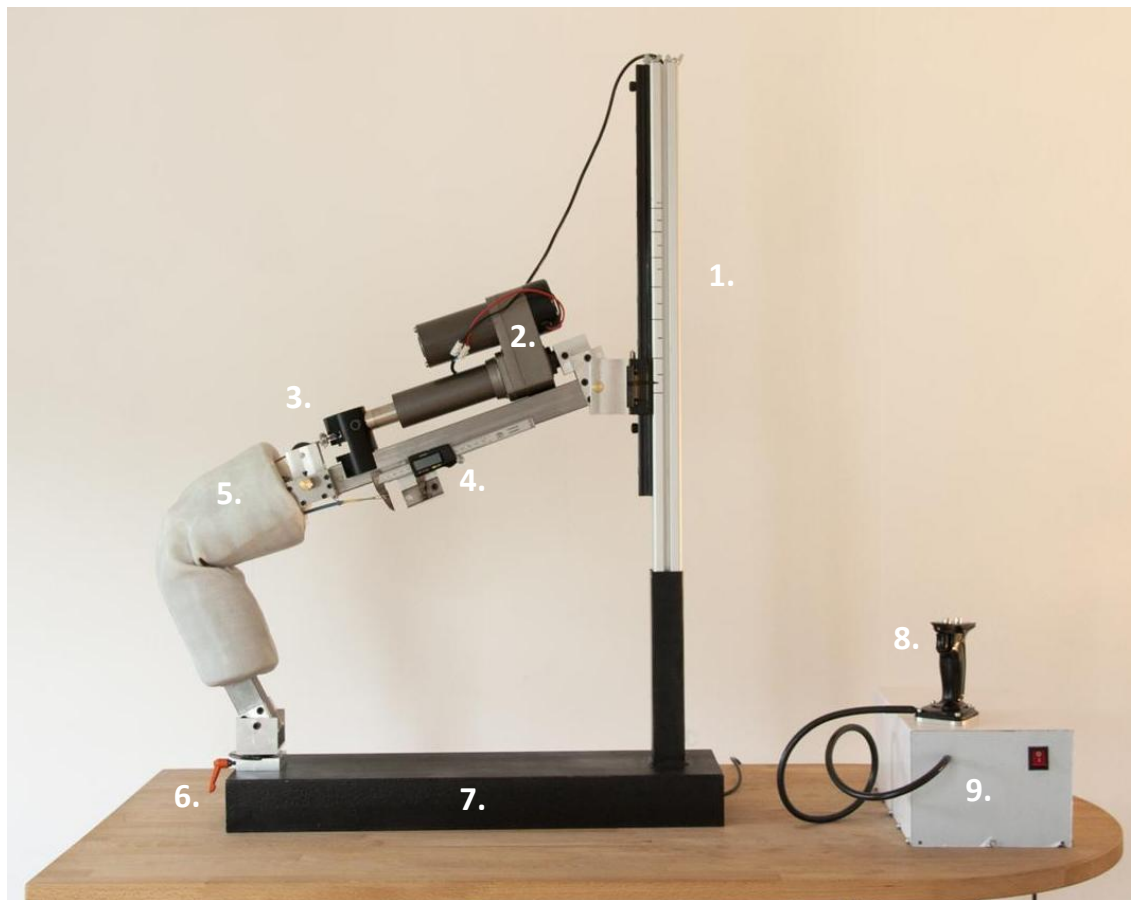
Eisen en wensen meetopstelling:

1. De opstelling moet zonder externe hulp kunnen (sub)luxeren.
2. De opstelling moet geleidelijk en lineair kunnen extenderen.
3. De opstelling moet een extensiebeweging van 80° tot 5° kunnen maken.
4. Het lichaamsgewicht en zwaartekracht moeten gesimuleerd kunnen worden.
5. De opstelling moet een patella III Wiberg patella bezitten. (pagina 11)
6. Er moet een dysplasie van het laterale condyl aanwezig zijn. (pagina 12)
7. De TT-TG afstand moet instelbaar zijn tussen de 10 en 30 mm. (pagina 13)
8. Er moet een mogelijkheid zijn om een patella alta of baya toe te voegen. (pagina 14)
9. De opstelling moet een huidervanger bezitten en fittings voor de brace.
10. De opstelling moet op een halve millimeter nauwkeurig de laterale patella verplaatsing kunnen meten.
11. De opstelling moet 45° exorotatie kunnen maken in het kniegewricht. (pagina 16)
12. De opstelling moet 35° endorotatie kunnen maken in het kniegewricht. (pagina 16)
13. De rotatie van de tibia moet vastgezet kunnen worden. (pagina 16)
14. De rotatie moet af te lezen zijn op 1° nauwkeurig.
15. Er moet een maximale trekkracht van 1700 Newton op de patella geleverd kunnen worden. (pagina 17)
16. De trekrichting van de m. quadriceps femoris moet aangepast kunnen worden tussen de 0° en 20°. (pagina 18)
17. Er moet afgelezen kunnen worden welke hoek de tibia ten opzichte van het femur maakt in het sagittale vlak.



Eindproduct meetopstelling

Hieronder in figuur 19 is de vervaardigde meetopstelling weergegeven om de lateralisatie van de patella te kunnen meten. Op deze afbeelding is de meetopstelling afgebeeld inclusief siliconen hoes om de huid na te bootsen. Overige (detail)foto's inclusief het gehele ontwerpproces, bouwtekeningen en sterkteberekeningen zijn te vinden in de bijlage en op de cd-rom. De meetopstelling is gebaseerd op de voorgaande eisen en wensen die voort zijn gekomen uit de literatuurstudie. De trekrichting van de m. quadriceps femoris kan beïnvloed worden, de tibia kan geroteerd worden en de patella kan voorzien worden van een patella alta of baya. De digitale registratie geeft op een 10^e millimeter nauwkeurig de lateralisatie van de patella weer. Op de bijgeleverde cd-rom is een demonstratie te vinden van de meetopstelling.



Figuur 19: Het eindproduct van de meetopstelling

1. Gelagerde lineaire geleiding met een schaalverdeling om de kniehoek aan te geven 35°-100°.
2. Lineaire actuator met een trekkracht van 2500N
3. Verstel systeem om de trekrichting van de pees tussen de -20° en 20° vast te zetten.
4. Meetsysteem om laterale verplaatsing van de patella te meten.
5. Siliconenhoes om de huid na te bootsen. Het binnenwerk bestaat uit anatomische botmodellen.
6. Meetsysteem om rotaties van de tibia af te lezen en vast te zetten.
7. Grondplaat
8. Controller
9. Voeding

**Doel**

Op de meetopstelling zullen verschillende braces getest worden op hun mogelijkheid om een laterale patella luxatie te onderdrukken.

Activiteit

Met diverse braces op de meetopstelling een extensie uitvoeren bij een kracht van 1700N op het lig. quadriceps femoris te starten bij 80° flexie tot een maximum van 5° flexie. Volledige extensie wordt gezien als 0° flexie. Deze extensiebewegingen van de meetopstelling zullen uitgevoerd worden met verschillende instellingen voor de trekhoek van de m. quadriceps femoris richting lateraal en de exorotatiecomponent van de tibia. Deze instellingen zijn voor alle braces volgens onderstaand schema uitgevoerd:

Trekrichting	Rotatiecomponent	Uit eerdere testen gedurende het afstel proces is gebleken dat combinaties van trekrichting en rotatiecomponent tussen de 0° en 10° geen verschil opleverde groter dan 0.5mm. Daarom is bewust gekozen deze metingen niet uit te voeren voor de metingen met de braces. Voor elke brace zal de combinatie trekrichting/rotatiecomponent 5 maal uitgevoerd worden. Per brace betekent dit dus 75 extensiebewegingen. Van deze 5 metingen zal het gemiddelde genomen worden als laterale verplaatsing van de patella.
0°	0°	Meting zonder brace
5°	0°	
10°	0°	
15°	0°	
20°	0°	
0°	5°	Een volledige serie van extensie bewegingen van 80° flexie tot en met 5° flexie uitvoeren bij een kracht van 1700N zonder brace volgens het hiernaast gegeven schema. Deze gegevens zullen gebruikt worden als referentie om de werking van de diverse braces aan te tonen.
0°	10°	
0°	15°	
5°	15°	
10°	15°	
15°	15°	Noteren: - Laterale translatie van de patella op het moment van 5° flexie - Aantal graden flexie op het moment van luxatie.
20°	5°	
20°	10°	
20°	15°	
20°	20°	

Meting met brace

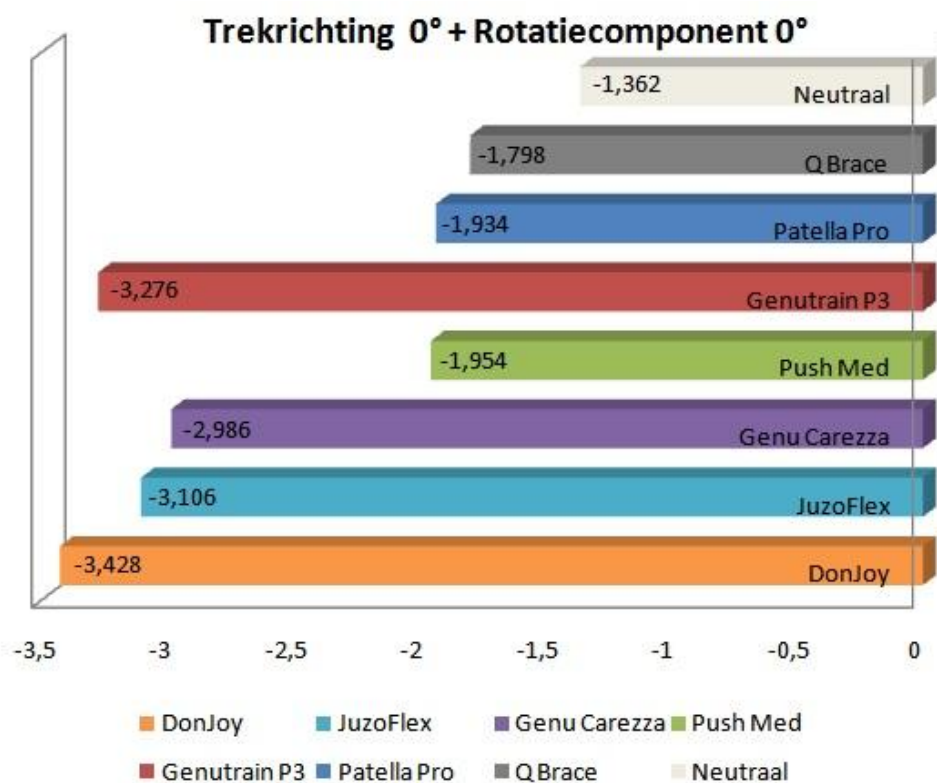
Een volledige serie van extensie bewegingen van 80° flexie tot en met 5° flexie uitvoeren bij een kracht van 1700N met de verschillende eerder beschreven braces volgens het hiernaast gegeven schema.



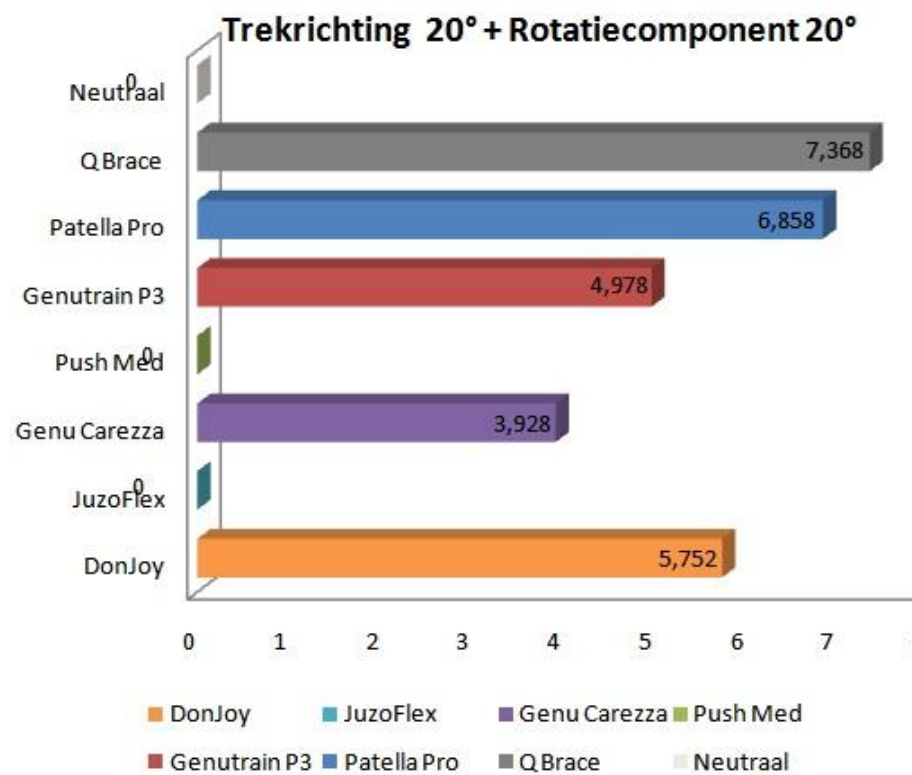
Resultaten

Hieronder zijn twee grafieken te zien van de neutrale meting (grafiek 1) en de meest extreme meting (grafiek 2). De meting met een trekrichting van 20° + een rotatiecomponent van 20° is de enigste instelling waarin een luxatie plaats heeft gevonden waarbij de patella naast het femurcondyl schoot. In de overige metingen bleef het beperkt tot een subluxatie. In de bijlage zijn alle grafieken van de overige metingen te vinden.

Op de y-as staan de geteste braces, waarbij 'neutraal' staat voor de meting zonder brace. Op de x-as staat de laterale verplaatsing van de patella in millimeters. Een positieve waarde staat voor een laterale verplaatsing van de patella, een negatief getal staat voor een mediale verplaatsing van de patella. Hieronder in grafiek 2 is drie maal de waarde '0' af te lezen voor deze instelling van trekrichting 20° + rotatiecomponent 20° . Voor deze instelling betekent dit een luxatie van de patella naast het femurcondyl, oftewel geen te meten waarde. Voor alle overige grafieken betekent een '0': geen verplaatsing van de patella.



Grafiek 1: Samengevoegde resultaten meting TOR0



Grafiek 2: Samengevoegde resultaten meting T20R20



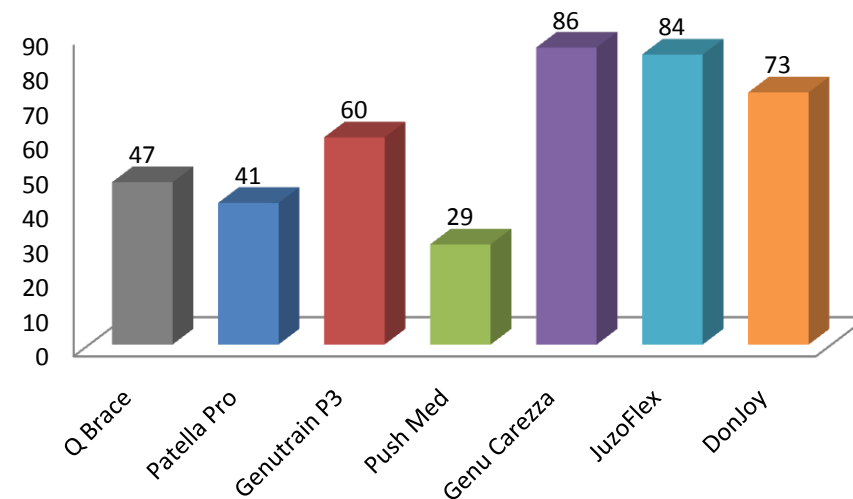
In grafiek 1 op pagina 30 is duidelijk te zien dat sommige braces zelfs in de instelling trekrichting 0° + rotatiecomponent 0° al een behoorlijke kracht uitoefenen op de patella. Waardoor de patella, bijvoorbeeld bij de DonJoy brace 3.428 mm verplaatst naar mediaal tijdens extensie tegenover 1.632 mm naar mediaal zonder brace.

Zoals beschreven op pagina 19 is voor elke meting op een bepaalde instelling van trekrichting en rotatiecomponent aan elke brace een waarde toegekend tussen de 1 en 7. Waarbij de brace die de grootste latere verplaatsing van de patella heeft toegelaten 1 punt is toegekend, oplopend tot 7 punten voor de brace die de kleinste laterale verplaatsing van de patella toe heeft gelaten voor die instelling. Bij een luxatie waarbij de patella naast het femur schiet wordt geen waarde toegekend voor die brace.

Voor de meting in grafiek 2 zou dit betekenen:

Q-brace:	3 pt
Patella Pro:	4 pt
Genutrain P3:	6 pt
Push Med:	0 pt
Genu Carezza:	7 pt
Juzo flex:	0 pt
DonJoy:	5 pt

Aan het eind van alle metingen zijn deze punten per brace bij elkaar opgeteld en weergegeven in grafiek 3. In deze grafiek is te zien wat de totaal score is van elke brace qua functie en effectiviteit op de meetopstelling.



Grafiek 3: Eindscore van alle metingen per brace



Hieronder in tabel 7 zijn de samengevoegde resultaten te zien van dit onderzoek. In de kolom 'Testoordeel' vindt u het eindcijfer van elke brace. Dit eindcijfer is tot stand gekomen door uitkomsten per testcriteria bij elkaar op te tellen volgens het schema 'Beoordelingswaardes'.

Braces	Testoordeel	Gebruiksgemak	Comfort	Pasvorm	Functie	Prijs
Q Brace	59	0	+	++	47	€99.95
Patella Pro	53	0	+	++	41	€149.95
Genutrain P3	74	++	+	++	60	€94.95
Push Med	44	++	++	++	29	€34.95
Genu Carezza	100	++	++	+	86	€64.95
JuzoFlex	98	++	++	+	84	€59.95
DonJoy	80	0	0	--	73	€74.95

Beoordelingswaardes:

Zeer goed:	++	5pt
Goed:	+	4pt
Voldoende:	0	3pt
Matig:	-	2pt
Slecht:	--	1pt

Tabel 7: Overzicht resultaten

Zoals te zien in tabel 7 eindigt de Genu Carezza met de hoogste score van het testoordeel, op de voet gevolgd door de JuzoFlex met slechts 2 punten verschil. Uit de resultaten in de bijlage blijkt dat de JuzoFlex zeker niet veel onder doet voor de Genu Carezza, tot en met de meetinstelling trekrichting 20°+ rotatiecomponent 20°. Hier luxeert de JuzoFlex en biedt de Genu Carezza de meeste weerstand tegen een laterale verplaatsing van de patella. Door deze meting eindigt de Genu Carezza met 2 punten meer dan de JuzoFlex.



Discussie

De vervaardigde meetopstelling functioneerde zeer goed, uiteraard waren er nog een aantal punten die niet geheel werkten of geproduceerd konden worden zoals dat beschreven is in de analysefase.

Wegens het zeer hoge kostenplaatje van het CNC-frezen van de aluminium botstructuren is ervoor gekozen om in de vervaardigde meetopstelling gebruik te maken van anatomische botmodellen van kunststof gevuld met giethars en een aluminium pen.

In de meetopstelling gaat de patella niet altijd uit zichzelf terug naar exact dezelfde startpositie binnen de trochlea groeve. Er wordt hier echter wel gesproken over zeer kleine waarden tot maximaal 0.2 mm. Omdat in de eisen gesteld is dat de meetinstelling tot 0.5 mm nauwkeurig de verplaatsing van de patella moet kunnen meten wordt dit verwaarloosd.

De TT-TG afstand op de meetopstelling is niet instelbaar gemaakt, mede omdat de rotatie en trekrichting voldoende afwijkingen konden veroorzaken. Daarnaast maakte het kunststof van de botstructuren het vrijwel onmogelijk om een degelijk TT-TG verstelmecanisme te maken. Halverwege de metingen brak de kabel van het meetsysteem door een luxatie, hierdoor moest een tussentijdse reparatie uitgevoerd worden. De patella werd losgehaald om vervolgens een nieuw koppelstuk te kunnen bevestigen. De mogelijkheid bestaat dat er een fractie verschil is opgetreden in de daarop volgende brace testen.

Volgens de uit de literatuurstudie gevormde eisen en wensen moest de verticale patella positie ook meegenomen worden in de meetopstelling. Wegens het grote aantal metingen is deze verstelbaarheid niet opgenomen in het meetprotocol. Een mogelijkheid tot het testen met de patella in een alta of baya positie is er echter wel.

In het sagittale vlak loopt de pees van de m. quadriceps femoris onder een lichte hoek omhoog langs het femur. Zoals te zien is in de bijlage (figuur A27), dit is zo goed mogelijk opgelost door de pees onder het geleidewiel door te laten lopen. Maar in de realiteit wordt deze toch veel gespreider en dichter op het femur getrokken. De hoek tussen het femur en de pees van de m. quadriceps femoris in het sagittale vlak is dus niet geheel zoals dat in werkelijkheid is.

De pasvorm van de braces op het meetsysteem is niet geheel correct. Aan de achterzijde van de kunststofscheppen moest materiaal weggehaald worden voor de bewegingsvrijheid. Hierdoor ontstond veel loze ruimte in de knieholte die normaal is opgevuld met zachte weefsels. De meetopstelling is afgewerkt met een siliconen hoes die dit probleem lichtelijk compenseert, maar net niet genoeg druk geeft voor een ideale pasvorm. De pasvorm is dus niet ideaal, maar goed genoeg om braces op te testen.

Zoals te zien is op het filmpje op de cd-rom achter in deze scriptie werd de meetopstelling bij iedere meting tot stilstand gebracht bij 30° flexie in plaats van 5° flexie (180° kniehoek = 0° flexie). Dit omdat de meetopstelling bij 5° flexie hyperextendeerd onder zijn eigen gewicht.



Aanbevelingen

Met de vervaardigde meetopstelling zijn meer testen mogelijk die tijdens dit afstuderen niet uitgevoerd zijn. Er kan meer onderzoek gedaan worden naar de relatie van de TT-TG afstand in combinatie met de lateralisatie van de patella. Ook kan er dieper ingegaan worden op de verticale positie van de patella (alta/baya) in de trochlea groeve tijdens een extensiebeweging van het art. genus. Wanneer er meer testen uitgevoerd worden met braces is het mogelijk om een keuzeboom op te stellen, die duidelijk de functionaliteit van iedere brace in kaart brengt. Een ander project zou gezocht kunnen worden in het verbeteren van de pasvorm en het realistischer afwerken van het model, hierbij gedacht aan zachte weefsels in plaats van kunststofschalen. Ook biedt de opstelling de mogelijkheid om andere structuren in te spannen, om deze vervolgens te belasten met een variabele rotatie en contractierichting.

Als de meetopstelling langdurig gebruikt gaat worden is het aan te raden de aluminium condylen te laten frezen zoals beschreven in de bijlage op pagina 13, waarvan de bestanden te vinden zijn op de bijgeleverde cd-rom.



Conclusie

Er kan geconcludeerd worden dat de meetopstelling zonder brace alleen luxeert bij een rotatiecomponent van de tibia van 20° in combinatie met een trekrichtingshoek van 20° richting lateraal. Hierbij luxeert de patella tot naast het femurcondyl. Bij alle overige metingen beperkte de verplaatsing zich tot een subluxatie. Bij het enkel opschroeven van de rotatiehoek van de tibia is geen significant verschil in lateralisatie waarneembaar tussen de verschillende hoeken. De patella spoort in de trochlea groeve en kleine trekrichtingveranderingen hebben dus weinig effect op de laterale patellaverplaatsing, de patella wordt gedwongen zich in de baan van deze groeve te bewegen. Bij het enkel veranderen van de trekrichting / q-hoek wordt opgemerkt dat er echter zeer veel veranderingen optreden wat betreft de laterale verplaatsing van de patella. Dit is beduidend meer dan het alleen veranderen van de rotatiehoek van de tibia. Hier zijn de richtingen van de pezen dusdanig veranderd dat er geen gehele en in het midden plaatsvindende sporing meer optreedt. Bij een resulterende trekrichting van de m. quadriceps femoris vanaf 5° naar lateraal is dit al waarneembaar. De trekrichting van de m. quadriceps femoris is dus van groot belang voor de sporing van de patella.

Wanneer er combinaties worden uitgevoerd is duidelijk te zien dat een aantal braces weinig tegendruk kunnen leveren. Bij de Push Med patella brace en de JuzoFlex ontstaat er zelfs een luxatie op het moment dat beide variabelen op 20° gepositioneerd worden. De JuzoFlex brace geeft redelijk wat steun bij een trekrichting van 20° en een tibia rotatie van 15° en de waardes die kleiner zijn, maar wanneer de patella daadwerkelijk luxeert is de brace niet in staat deze tegen te houden. De JuzoFlex is echter met zijn hoge comfort, gebruiksgemak en goede resultaten tijdens de functiemetingen bij lichtere rotaties en trekrichtingen een goede tweede. Een goede verklaring voor het feit dat deze twee braces luxeren is dat beide braces geen laterale druk bieden aan de patella maar zich grotendeels richten op het lig.patellae. De Genu Carezza patella stabilizer van Otto Bock komt het beste uit de test. Deze brace scoort niet alleen het hoogste qua functie, maar ook zeer goed in gebruiksgemak en comfort. Daarom geeft deze brace in het totale plaatje de beste score en zorgt uiteindelijk voor de meeste effectieve weerstand tegen de patella.



Dankwoord

Zonder de inspanningen van meerdere personen had deze scriptie niet de vorm gekregen zoals deze nu voor u ligt. Daarom willen wij, Roel Bioch en Martijn Mensch, deze mensen bijzonder danken voor hun bijdrage in de totstandkoming van dit afstudeerverslag.

Allereerst Ed van Laar voor de formulering van de opdracht en zijn bedrijf Eemland orthopedie voor de mogelijkheid hun faciliteiten en braces te gebruiken. Onze eerste en tweede begeleider Hester van der Sloot en Chris Riezebos voor hun tijd, geduld en adviezen. Onze werkplaatsbeheerder Robert Mc Meikan voor zijn kennis en vertrouwen die hij ons schonk gedurende de 5 weken dat wij daar werkzaam waren. Ook willen wij Bregje Thomassen en Daniël Mensch van het MCH Westeinde bedanken voor hun bijdrage in medische kennis en de CT/MRI scans.

En tot slot natuurlijk onze ouders, geliefden en vrienden voor hun geduld in de afgelopen weken waarin wij misschien af en toe iets minder gezellig zijn geweest.



Literatuurlijst

- Ahmed, A., Duncan NA. (2000). "Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies." J Biomech Eng **122**: 652-660.
- Amis, A., Senavongse, W., Bull, AM. (1975). "Patellofemoral kinematics during knee flexion-extension (An in vitro study)." Orthop res **24**: 2201-1115.
- Atkin, D., Fithian DC., Marangi, KS., Stone ML., Dobson BE., Mendelsohn, C. (2000). "Characteristics of patients with primary acute lateral patellar dislocation and their recovery within the first 6 months on injury." Am J Sport Med(28): 472-479.
- Bellemans, J., Broos, P. (2008). "Musculoskeletale aandoeningen." Traumatologie en orthopedie.
- Buchner, M., Baudendistel, B., Sabo, D., Schmitt, H. (2005). "Acute traumatic primary patellar dislocation. Long-term results comparing conservative and surgical treatment." Clin J Sport Med (15): 62-66.
- Cailliet, R. (1987). "kniepijn." paramedische bibliotheek.
- Callaghan, M. J., Selfe, J. (2007). "Patellar taping for patellofemoral pain syndrome in adults." Centre for Rehabilitation Science, Manchester Royal Infirmary, Manchester, UK. Allied Health Professions Unit, University of Central Lancashire, Preston, UK.
- Camanho, G., Viegas, AdC., Bitar, AC, Demange, MK., Hernandez, AJ. (2009). "Conservative versus surgical treatment for repair of the medial patellofemoral ligament in acute dislocations of the patella. ." Arthroscopy **25**(620-5).
- Carrillon, Y., Abidi H, Dejour, D., Fantino, O., Moyen, B., Tran-Minh, VA. (2000). "Patella instability: assessment on MR images by measuring the lateral trochlear inclination-initial experience " Radiology **216**: 582-582.
- Cash JD., H. J. (1988). "Treatment of acute patellar dislocation." Am J Sport Med **16**: 244-249.
- Chen PL., P. M. (2000). "Graphical presentation of the range of hip and knee rotations for clinical evaluation of gait."
- Christopher, C., Dodson, MD., Rajeev Pandarinath, MD., and David, W., Altchek, MD† (2010). "Arthroscopic Management of Patellar Instability." Operative Techniques in Sports Medicine **18**(2): 79-82.



- Cofield, R., Bryan, RS. (1977). "Acute dislocation of the patella: results of conservative treatment." J Trauma **17**: 526-531.
- Cooper, A. A. (1844). "Treatise on dislocations and fractures of the joints." Philadelphia: Lea & Febiger: 178
- Dejour, D., Reynaud, P., Lecoultre, B. (1998). "Douleurs et instabilité rotulienne. Essai de classification." Med Hyg **56**: 1466-1471.
- Dejour, H., Walch, G., Nove-Josserand, L., Guier C. (1994). "Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **2**(19-26).
- Dihlmann, W., Mathies, H., Fassbender, GH. (2003). Aandoeningen van de knie, Artrose en Artritis Utrecht, Lemma BV.
- Drew, D. (1908). "Dislocation of patella." proc R soc Med: 1-11.
- Farahmand, F., Senavongse, W., Amis AA. (1998). "Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint." J Orthop Res **16**: 136-143.
- Fithian, D., Nomura, E., Arendt E. (2001). "Anatomy of patellar dislocation." Oper Tech Sports **9**: 102-111.
- Fithian, D., Paxton, EW., Stone, ML., Silvia, P., Davis, DK., Elias, DA. (2004). "Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation." Am J Sport Med **32**: 1114-1121.
- Grelsamer, R. (2000). "Patellar malalignment." J Bone Joint Surg **82- A**: 1639-1650.
- Hautamaa, P., Fithian, DC., Kaufman, KR., Daniël, DM., Pohlmeier, AM. (1998). "Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair." Clin Orthopedics: 174-182.
- Hawkins, R., Bell, RH., Anisette, G. (1986). "Acute patellar dislocations. The natural history." Am J Sports Med **14**: 117-120.
- Heyse TJ., B., C., Kron N., Ostermeier, S., Hurscher, C., Markus, D., Schofer, Fuchs-Winkelmann, S., Carsten, O., . (2009). "Quadriceps force in relation of intrinsic anteroposterior stability of TKA design." Tibesku
- Hughston, J. C., Walsh, W.M., Puddu, Giancarlo. (1984). Patellar subluxation and dislocation.
- Insall, J., Salvati, E. (1971). "Patella position in the normal knee joint." Radiology **101**(101).



- Kapandji, I. (2009). Bewegingsleer, de onderste extremiteit.
- Kiviluoto O, P. M., Santavirta S, Sundholm A, Hämäläinen M. (1986). "Recurrences after conservative treatment of acute dislocation of the patella." Ital J Sport Traumatol(3): 159-162.
- Levens, A., Immans, VT., Blosser, JA. (1948). "transversal roation of the segment of the lower extremity in locomotion J." Bone joint surg **30A**: 859.
- Iomon L, W. D., Nayagam S. (2001). "Apley's system of orthopaedics and fractures." **8th ed London**.
- Mensch, D. (2011). "TTTG." gesprek Orthopeed MCH westeinde.
- Nietosvaara, Y. (1994). "The femoral sulcus in children: an ultrasonographic study." J Bone Joint Surg **76(B)**: 807-809.
- Nikku R, N. Y., Aalto K, Kallio PE. (2005). "Operative treatment of primary patellar dislocation does not improve medium-term outcome. year follow-up report and risk analysis of 127 randomized patients." Acta Orthop **276**: 699-704.
- Nomura, E., Horiuchi, Y., Kihara, M. (2000). "Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction." knee **7**: 121-127.
- Schöttle, P., Fucentese, SF., Pfirrmann, C., Bereiter, H., Romero, J. (2005). "Trochleaplasty for patellar instability due to trochlear dysplasia; minimum 2-year clinical and radiological follow-up of 19 knees." Acta Orthopaedica **76(5)**: 693-698.
- Senavongse, W., Amis, AA. (2005). "The effect of articular, retinacular, or muscular defieciences on patellofemoral joint stability." J Bone Joint Surg (87): 577-582.
- Servien, E., Selmi As, T., Neyret, P. and -. 12. (2003). "Study of the patellar apex in objective patellar dislocation." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **89**..
- Shakespeare, D., Fick, D. (2002). "Patellar instability - can the TT-TG distance be measured clinically." Arthroscopy **12(3)**: 201-204.
- Smirk C, M., H. (2003). "The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament." Knee **10**: 221-227.



- Smith, O., Chester R., Clark A., Simon, T. Donell, A. (2011). "A national survey of the physiotherapy management of patients following first-time patellar dislocation." Physiotherapy.
- Snijders, C., Nordin, M., Victor H. (1995). "Franken Biomechanica van het spierskeletstelsel grondslagen en toepassingen."
- Steensen, R., Dopirak, RM., McDonald, III WG. (2004). "The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction." Am J Sports Med **32**(): 1509-1513.
- Turek, S. L. (1998). "Orthopaedics Principles and their application." Lippincott Publishers, Philadelphia **4 th ed**.
- Verhaar, J. A. J., van Mourik, J.B.A. (2008). Orthopedie. Houten, Bohn Stafleu van Loghum.
- Wiberg, G. (1941). "Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. ." Acta Orthop Scand **12**: 319-410.
- Woor, B., MT. (1998). "Management of patellar instability in children." Oper Tech Sports Med **6**: 247-258.
- Yamada, H. (1970). Strength of biological materials. Baltimore, Maryland, The Williams & Wilkins company Baltimore

**CD-rom**

Op de volgende pagina is een cd-rom te vinden waarop extra documenten te vinden zijn bijbehorende deze scriptie. De inhoud op de Cd-rom is als volgt opgebouwd:

- *Artikelen:* Wetenschappelijke artikelen die gebruikt zijn voor deze scriptie op PDF formaat.
- *Film:* Drie korte filmfragmenten waarin de meetopstelling in werking te zien is.
- *Scriptie:*
 - *Afbeeldingen*
 - *Afbeeldingen literatuurstudie* – Afbeeldingen verkregen uit literatuurstudie.
 - *Eindproduct* – Foto's van het eindresultaat van de meetopstelling.
 - *Grafieken* - Jpeg bestanden van de grafieken (bijlage).
 - *Grafische kniemodel* – Screenshots van het grafische kniemodel.
 - *Productie meetopstelling* – Foto's van het productieproces van de meetopstelling.
 - *Schetsen* – Schetsen gebruikt in de detailleringsfase.
 - *Screenshots Solidworks*.
 - *Voorpagina* – Foto die gebruikt is op de voorpagina in groot formaat.
 - *Meetopstelling.*
 - *MRI 3D files* – 3D bestanden van het grafisch kniemodel verkregen uit MRI bestanden
 - *Solidworks* – Compleet 3D model in Solidworks.
 - *PDF* – Scriptie, bijlage en bouwtekeningen in PDF formaat.
 - *Projectplan* – Projectplan zoals geschreven voor aanvang scriptie.
 - *Testresultaten* – Excel files met testresultaten.

Appendix

R. Bioch
M. Mensch

Braces bij patella (sub)luxaties

Afstudeerscriptie Bewegingstechnologie

De Haagse Hogeschool
Den Haag, Juni 2011



Appendix

R. Bioch

M. Mensch

Braces bij patella (sub)luxaties

Afstudeerscriptie Bewegingstechnologie

Eerste Begeleider: Hester van der Sloot
Tweede Begeleider: Chris Riezebos

De Haagse Hogeschool
Den Haag, Juni 2011



Voorwoord

Deze bijlage is een aanvulling op het afstudeerscriptie “*Braces bij patella (sub)luxaties*” van Roel Bioch en Martijn Mensch. Hierin zal dieper ingegaan worden op de ontwerp en productiefase van de gebruikte meetopstelling. Ook zijn in dit document de uitgebreide resultaten terug te vinden van de uitgevoerde metingen.

Inhoud

Appendix -Concepten meetopstelling.....	4
Kardinale methode.....	5
Meetopstelling concept 2.....	6
Appendix - Detaillering.....	7
Inklemming.....	8
Lineaire geleiding	10
Berekeningen	11
Botstructuren van de knie digitaal	13
Appendix - Materialisatie	14
Appendix – Eindproduct meetopstelling.....	15
Verstelbare onderdelen	16
Knie opbouw.....	17
Patella meetsysteem	18
Patella meetsysteem	18
Pasvorm opbouw.....	19
Appendix - Resultaten	21
Appendix - Kostenplaatje meetopstelling	25
Appendix - Solidworks bouwtekeningen.....	26

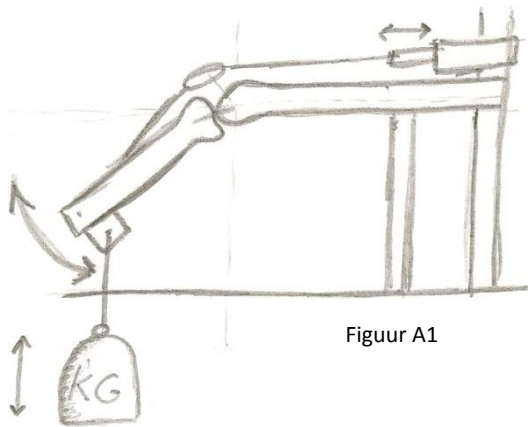


Concepten meetopstelling

Aan de hand van de in het verslag genoemde opgestelde eisen en wensen zijn onderstaande concepten opgesteld.

Alle concepten zijn uitgerust met een elektrische actuator als m. quadriceps femoris simulator die lineair de meetopstelling kan extenderen. Het lichaamsgewicht zal gesimuleerd worden door gewicht te hangen op de aangegeven punten. Door een kabel aan de mediale zijde van de patella te monteren zal de verplaatsing van de patella 1:1 blijven. Deze verplaatsing zal gemeten worden met een digitale schuifmaat. Deze manier is noodzakelijk omdat de brace overige manieren van meten belemmerd. Op alle concepten zal dit systeem toegepast worden.

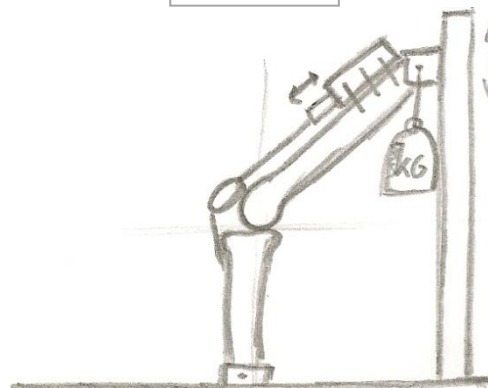
Concept 1



Figuur A1

Bij dit concept is het femur geheel vastgezet. Aan het uiteinde van de tibia kan gewicht geplaatst worden om zo het lichaamsgewicht te kunnen nabootsen.

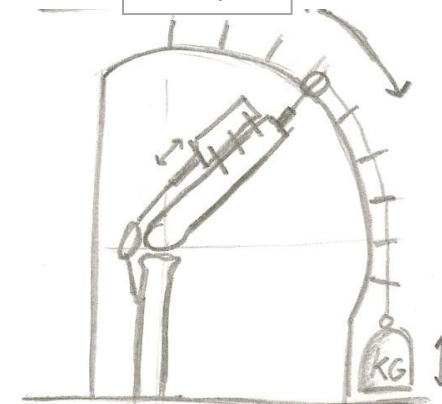
Concept 2



Figuur A2

Dit concept is bevestigd aan een lineaire geleiding. De actuator trekt de knie in extensie en zorgt dus ook voor een verticale verplaatsing van de geleider. De tibia staat met een enkelassig scharnier aan de ondergrond bevestigd.

Concept 3



Figuur A3

Bij dit concept staat de tibia gefixeerd en volgt het femur een baan rondom het contactvlak. Een lineaire geleiding aan het uiteinde van het femur moet ervoor zorgen dat de niet zuivere ronde beweging toch opgevangen kan worden. Door middel van een wiel rolt het femur langs de constructie.



Kardinale methode

Aan de hand van de eisen en wensen zijn de concepten getoetst en met elkaar vergeleken.

Eis	Concept 1	Concept 2	Concept 3
1	9	9	9
2	5	10	10
3	4	9	8
4	4	9	8
5	6	9	7
6	10	10	10
7	7	10	8
8	10	10	10
9	-	-	-
10	-	-	-
11	10	10	10
12	10	10	10
13	8	10	10
14	4	8	10
15	4	10	10
16	9	8	9
totaal	100	132	129

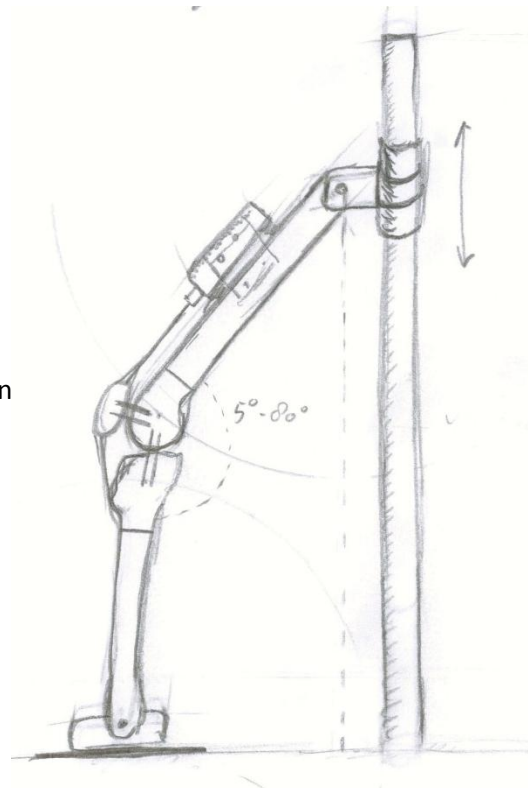
Tabel A1: kardinale methode

Alle drie de concepten kwamen aardig goed uit de test. Concept 1 heeft als grote nadeel dat de rotatie van het tibia moeilijk te beïnvloeden is terwijl dit een zeer belangrijke eis is. Concept drie is productiematig zeer moeilijk uitvoerbaar omdat het tibia en femur niet roteren om een vaste as en deze wel begeleid moeten worden. Concept 2 heeft de meest haalbare mogelijkheden en zal daarom dus ook verder uitgewerkt worden.



Meetopstelling concept 2

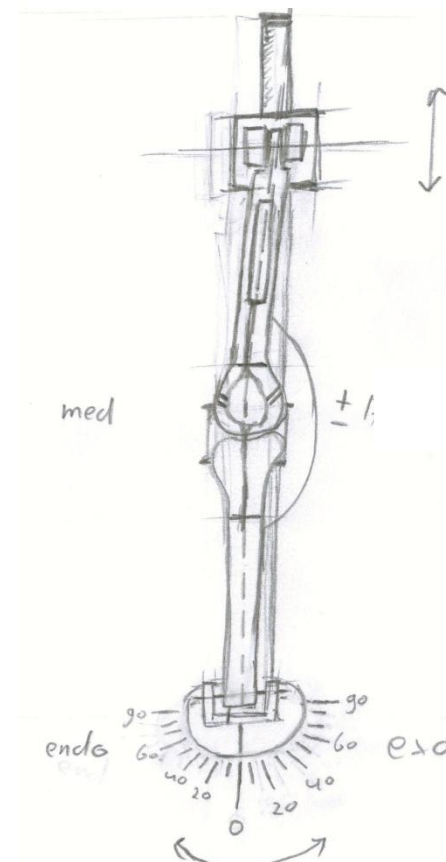
Sagittaal aanzicht



Figuur A4: Concept twee, sagittaal

De 'slede' transleert enkel zuiver verticaal zonder rotatiemogelijkheid. Deze geleiding kan geremd worden om lichaamsgewicht na te bootsen.

Frontaal aanzicht



Figuur A5: concept twee, frontaal

Enkelassig scharnier om een transversale as

Het grafische kniemodel is geïntegreerd in het fysieke model. De trekrichting van de m. quadriceps femoris is niet zuiver verticaal.

Dubbelassig scharnier om een longitudinale as. Om endo-exorotaties toe te staan. En een as die flexie en extensie toelaat.

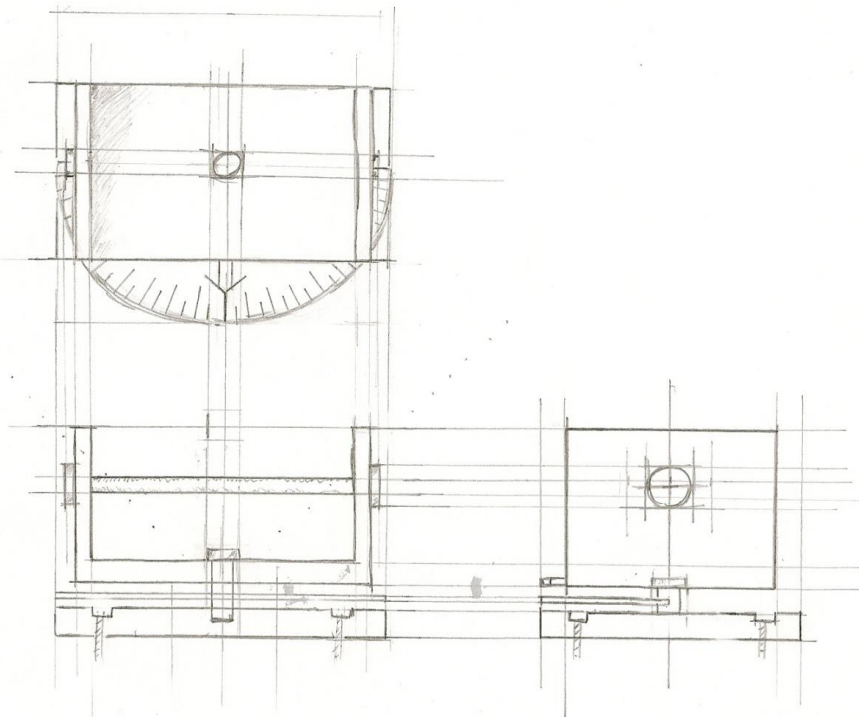


Detaillering

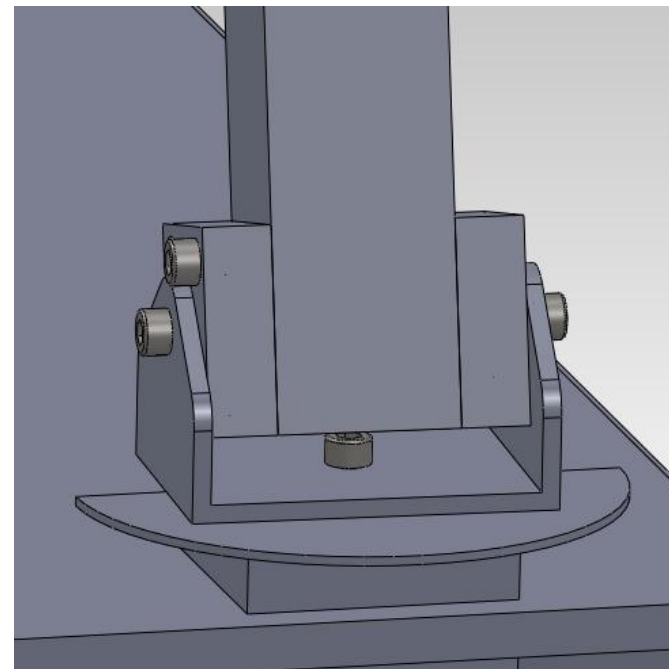
Hieronder zal aan de hand van schetsen en tekst uitgelegd worden welke onderdelen ontworpen zijn om de eisen te kunnen realiseren.

Rotatie tibia

Aan de onderzijde van de meetopstelling bevindt zich een dubbelassig scharnierpunt om een longitudinale en frontale as. De longitudinale as is gelagerd door een balhoofdager, de frontale as is gelagerd door twee skeeler lagers. Dit scharnierpunt moet endo-/ exorotatie en flexie/extensie toe kunnen laten. Het onderdeel geeft op 1° nauwkeurig de hoekstand van de tibia weer in het transversale vlak. Het vastzetten gebeurt door middel van een metaalschroef die een drukkracht op de as uitoefent en hiermee de as blokkeert en dus ook de rotatie van de tibia.



Figuur A6: schets rotatie verstelmechanisme

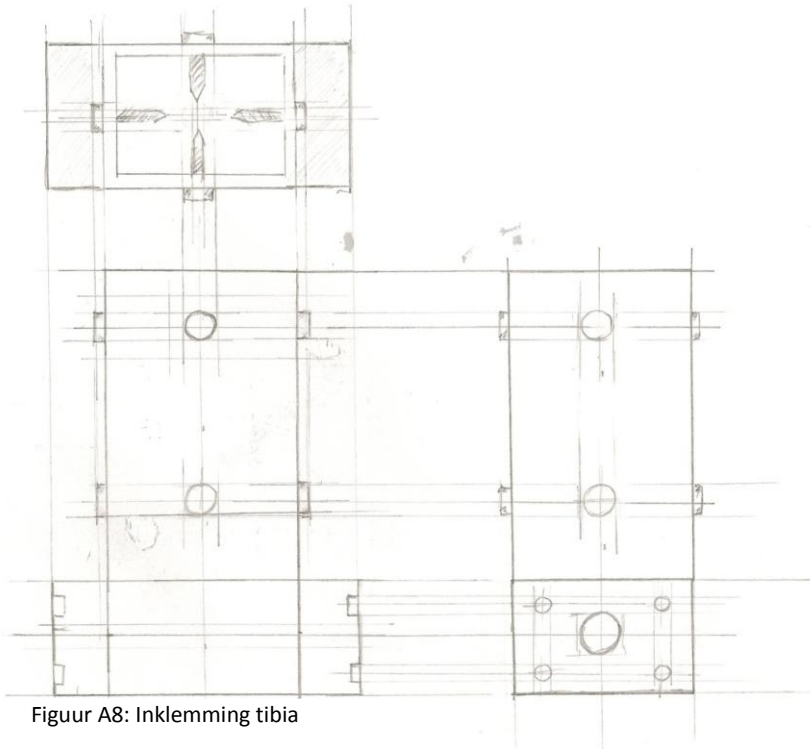


Figuur A7: rotatie verstelmechanisme in Solidworks

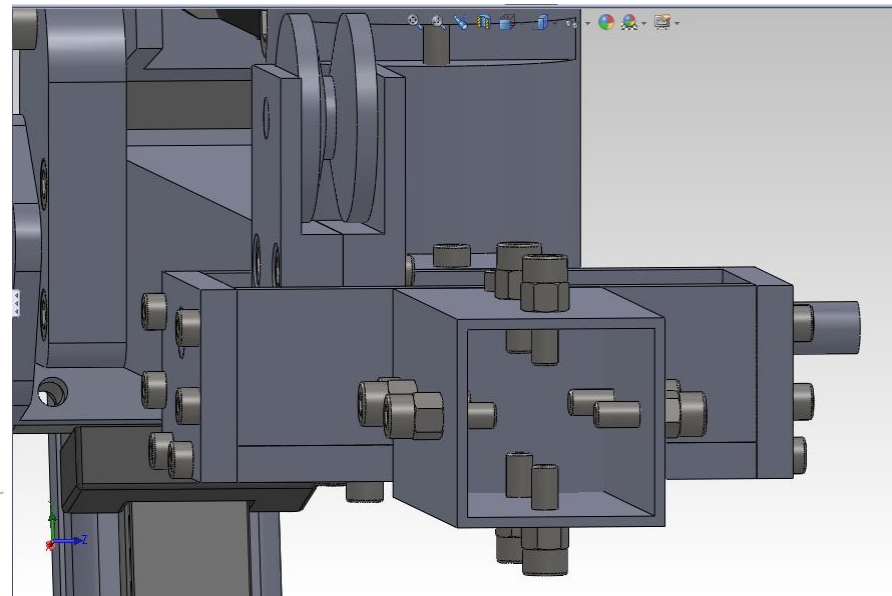


Inklemming

Om de tibia vast te kunnen zetten aan het eerder beschreven verstelmechaniek en in een lichte valgusstand, is er gekozen om het botstuk met acht metaalschroeven te bevestigen door middel van moeren gelast op een vierkant profiel. Aan dit vierkante profiel zitten twee aluminium blokken bevestigd waar lagercups uitgedraaid zijn en skeelerlagers in gemonteerd zitten (Figuur A8). Deze lagers moeten ervoor zorgen dat het geheel zonder speling en wrijving kan extenderen. Het femur zal op dezelfde inklemmingswijze bevestigd worden maar dan zonder scharnierpunt. De inklemming van het femur zal direct aan het trekrichtingmechanisme bevestigd worden (Figuur A9).



Figuur A8: Inklemming tibia

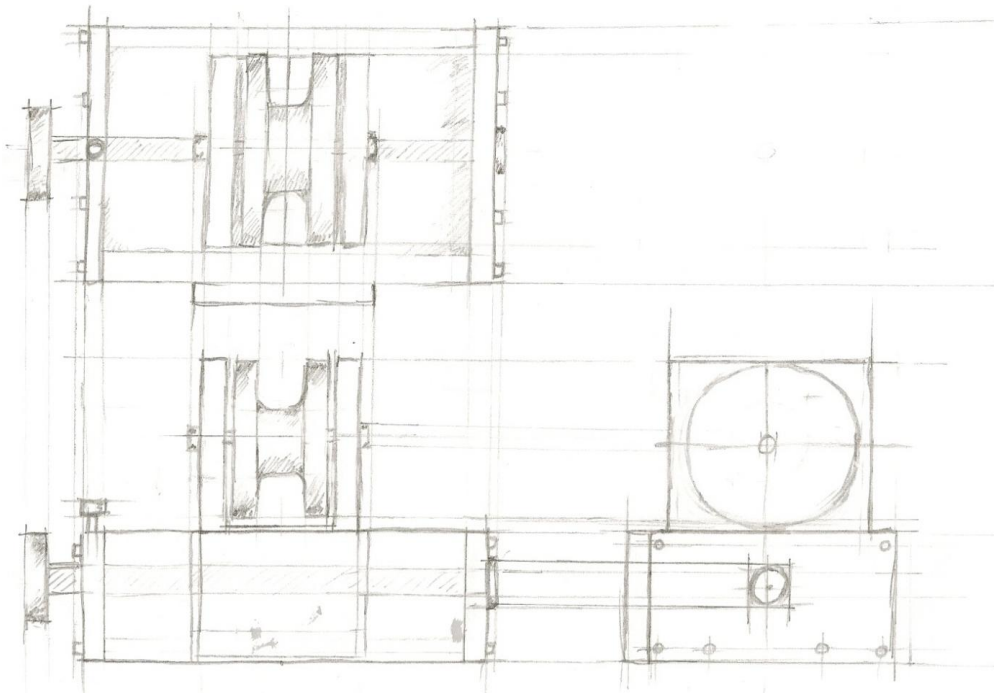


Figuur A9: Inklemming femur in Solidworks

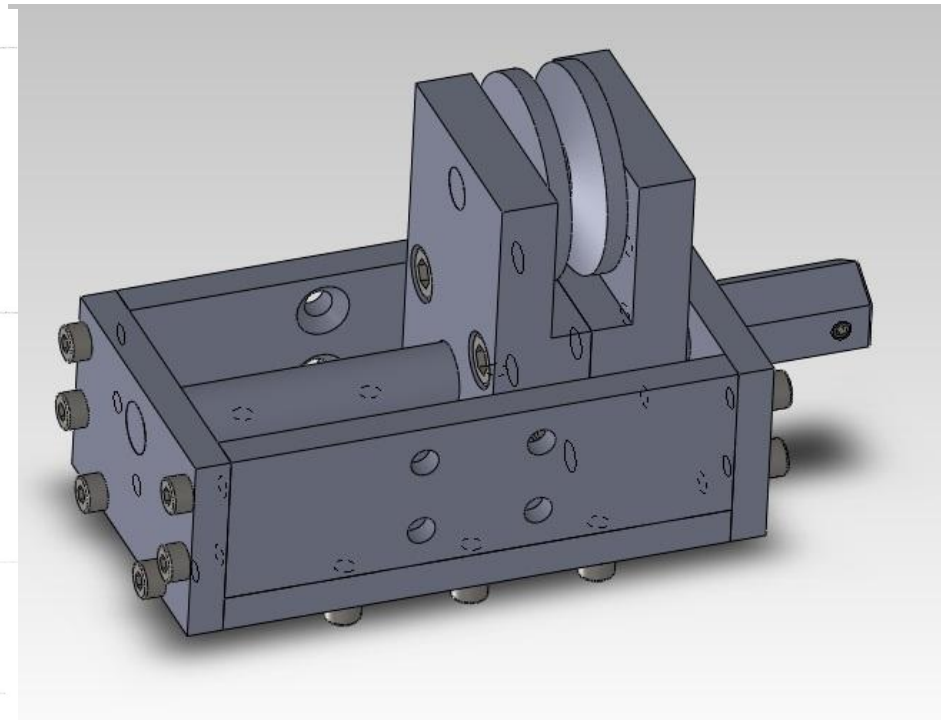


Trekrichting

De trekrichting van de m. quadriceps femoris moet verstelbaar zijn en vastgezet kunnen worden tijdens het testen. Onderstaande schets (Figuur A10) geeft weer hoe dit onderdeel is ontworpen. De m. quadriceps femoris pees zal begeleid worden door een delron wieltje die op zijn beurt gemonteerd zit in een aluminium slede. Deze slede kan transleren in mediaal en laterale richting omdat in de slede een bronzen moer gemonteerd is welke over trapeziumschroefdraad beweegt.



Figuur A10: schets verstelslede

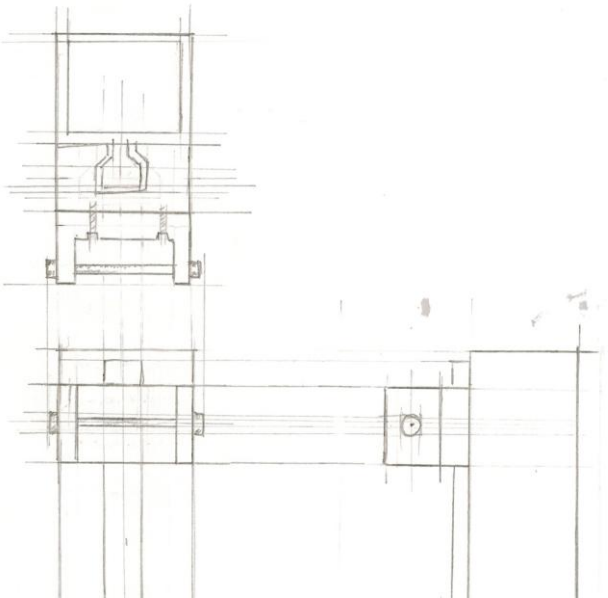


Figuur A11: verstelslede in Solidworks

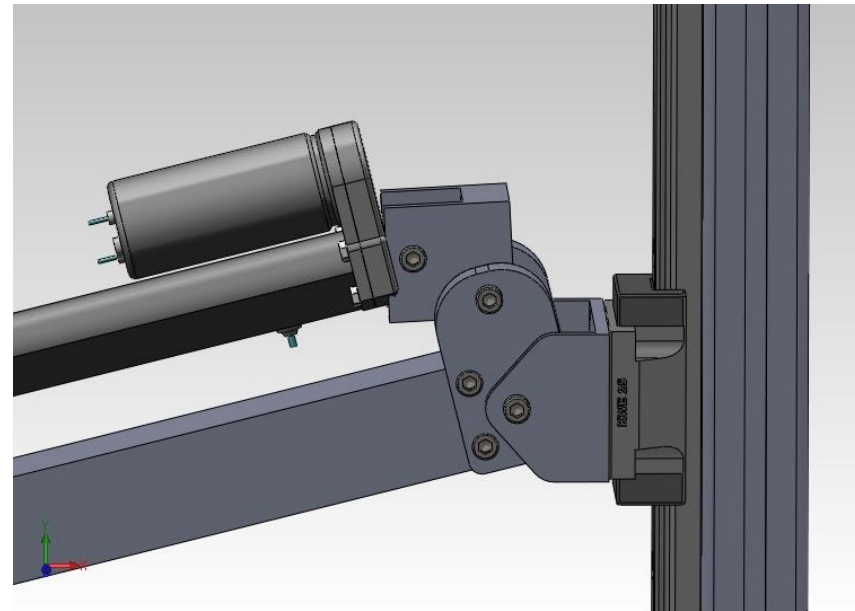


Lineaire geleiding

Het proximale uiteinde van het bovenbeen kan transleren en roteren in het sagittale vlak. Voor de verticale translatie is gekozen voor een lineaire geleiding, met bijbehorend gelagerde wagen. Op deze wagen zit een aluminium u-profiel bevestigd welke dienst zal doen als gaffel. Door deze gaffel gaat een messing as welke weer op twee skeeler lagers draait. Op het aluminium profiel is een schaalverdeling gemaakt die aangeeft wat de hoek is op het moment van passeren. De schaalverdeling geeft in stappen van 5° de hoek van de knie aan. Het bereik van de schaalverdeling loopt van 100° tot en met 35° .



Figuur A12: lineair geleidingsmechanisme



Figuur A13: lineair geleidingsmechanisme in Solidworks



Berekeningen

Op de opstelling is een actuator bevestigd die een kracht van 1700 Newton moet kunnen leveren. Voor de berekeningen gaan we uit van een kracht van 2000 Newton die de actuator zal uitoefenen op de constructie.

In het ontwerp is de actuator bevestigd aan een asje die op zijn plaats wordt gehouden door twee bouten. Er wordt uitgegaan van een kracht van 2000 Newton op de as. De twee contactpunten geven een kracht van 1000 Newton op iedere bout. Is een M6 bout met een sterkteklasseaanduiding van 6.8 voldoende om deze krachten te weerstaan?

$$\tau = \frac{F}{A_s} \quad A_s = \frac{\pi}{4} d_s^2 \quad d_s = \frac{1}{2} (d + d_1)$$

$$d_s = \frac{1}{2} (6 + 4,77) = 5,39 \text{ mm}$$

$$A_s = \frac{\pi}{4} * 5,39^2 = 22,82 \text{ mm}^2$$

$$\tau = \frac{1000}{22,82} = 43,82 \text{ N/mm}^2$$

$$\bar{\tau} = 0,7 * \sigma_e$$

$$\sigma_e = \sigma_m * \text{verhouding} \quad (\text{sterkteklasseaanduiding 6.8})$$

$$\sigma_m = 6 * 100 = 600 \text{ N/mm}^2 \quad \text{verhouding} = 0,8$$

$$\sigma_e = 0,8 * 600 = 480 \text{ N/mm}^2$$

$$\bar{\tau} = 0,7 * 480 = 336 \text{ N/mm}^2$$

Zoals te zien is komt er bij een kracht van 2000 Newton direct op de as een kracht van $43,82 \text{ N/mm}^2$ vrij per bout. De toelaatbare schuifspanning voor de bout is 336 N/mm^2 . Een M6 bout met een sterkteklasseaanduiding van 6.8 moet meer dan voldoende zijn.



In de meetopstelling zit veel aluminium verwerkt. De gaffels waar het tibia en femur in roteren zijn met een messing asje en lagers bevestigd.

De aluminium gaffel heeft een materiaaldikte van 6 mm en een gat van 10 mm. Het gat zit 10 mm uit de kant. We gaan uit dat het aluminium een vloeigrens van 400 N/mm^2 heeft. Wat is de toelaatbare en optredende stuikspanning op de gaffel?

$$\sigma_s = \frac{F}{A} = \frac{F}{d \cdot t} \leq \sigma_s \quad \sigma_s = 1,4 * \sigma_e$$

$$\sigma_s = \frac{1000}{10 \cdot 6} = 16,66 \text{ N/mm}^2$$

$$\bar{\sigma}_s = 1,4 * \sigma_e \left(\frac{10}{10} \leq 2 \right)$$

$$\sigma_e = 400 \text{ N/mm}^2$$

$$\sigma_s = 1,4 * 400 = 560 \text{ N/mm}^2$$

Met een toelaatbare stuikspanning van 560 N/mm^2 en een optredende stuikspanning van $16,66 \text{ N/mm}^2$ is de gaffel meer dan sterk genoeg om niet op stuikspanningen te bezwijken.

De asjes in de meetopstelling zijn van messing vervaardigd met een diameter van 80 mm. Kunnen deze asjes de optredende krachten (2000 N) verdragen? Messing (CuZn) heeft een treksterkte van 370 N/mm^2 en een vloeigrens van 243 N/mm^2 . De toelaatbare en optredende schuifspanning zal berekend worden.

$$\tau = \frac{F}{A_s} \quad A_s = \pi r^2 \quad \sigma_e = 234 \text{ N/mm}^2$$

$$A_s = \pi * 4^2 = 50,27 \text{ mm}^2$$

$$\tau = \frac{1000}{\pi 4^2} = 19,89 \text{ N/mm}^2$$

$$\bar{\tau} = 0,7 * \sigma_e \quad \bar{\tau} = 0,7 * 243 = 170,1 \text{ N/mm}^2$$

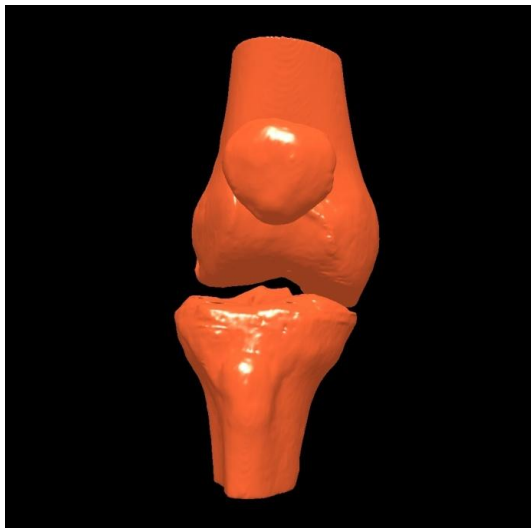
Met een toelaatbare spanning van $170,1 \text{ N/mm}^2$ en een optredende schuifspanning van $19,89 \text{ N/mm}^2$ is het asje sterk genoeg om niet op schuifspanningen te bezwijken.



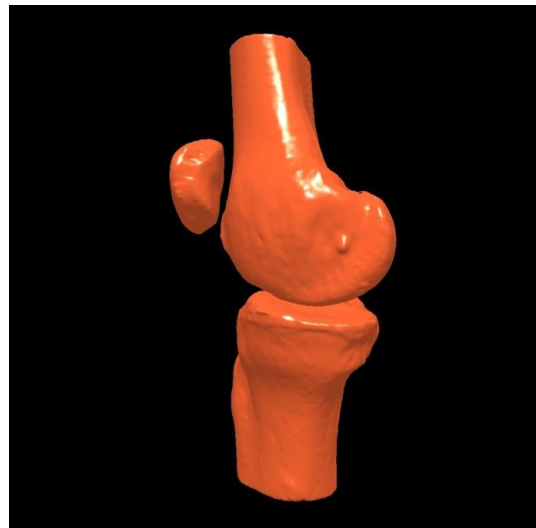
Botstructuren van de knie digitaal

Uit de literatuur komt naar voren dat een laterale femurcondyldysplasie een verhoogd risico op patella (sub)luxaties kunnen veroorzaken. Er wordt een MRI en/of CT scan gezocht van een persoon met een dysplasie van het laterale femurcondyl en lijdt aan een habituele patella luxatie. Uit de CT-scan kan waardevolle data gevonden worden voor het reproduceren van de botweefsel structuren om vervolgens vanuit deze basis rotaties, trekrichting en een patella alta of baya te kunnen toevoegen. Een MRI-scan bevat ook data over zachte weefsels. Via gegevens van patiënten van Dr. Mensch uit het MCH Westeinde is onderstaand grafisch model tot stand gekomen. Deze persoon had mede door zijn dysplasie van het laterale femurcondyl en mogelijk nog meerdere factoren last van een habituele patella luxatie. Met deze botstructuren is er dus een verhoogde kans op een luxatie ten opzichte van iemand zonder een dysplasie van het laterale femurcondyl. Wanneer er een andere trekrichting, rotatie of patella alta toegevoegd wordt kan er een patella(sub) luxatie gesimuleerd worden.

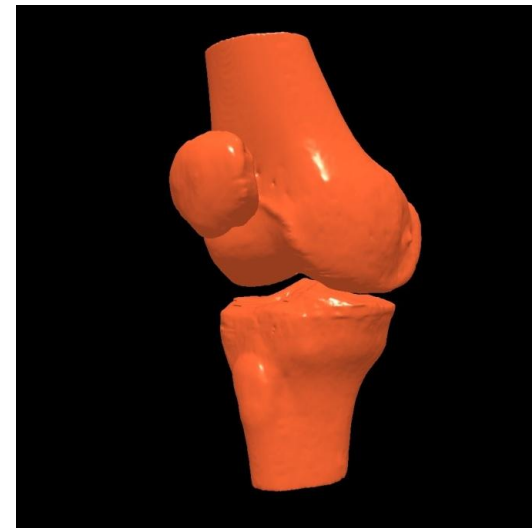
Door middel van een softwarepakket genaamd 3D Doctor zal een digitaal 3D model vervaardigd worden uit 2D MRI/CT beelden. In het programma kan men in de verschillende coupes van de MRI de gewenste weefselstructuren selecteren/omlijnen (bot, kraakbeen, pees, spier, huid etc.). Door al deze 'omlijningen' van de weefsels op elkaar te stapelen ontstaat uiteindelijk een 3D model. Hoe meer coupes/slices, des te nauwkeuriger het digitale model wordt. Uiteindelijk gaat over dit digitale 3D model nog een zogeheten 'mesh' van minuscule polygonen om de kleine 'trapvorm' die ontstaat door de verschillende coupes af te vlakken. Dit model wordt uiteindelijk geëxporteerd als een .IGES bestandsfile en zal door een extern bedrijf CNC gefreesd worden op een vijf-assige CNC freesmachine.



Figuur A14: digitaal kniegewricht (frontaal)



Figuur A15: Digitaal kniegewricht (sagittaal)



Figuur A16: Digitaal kniemodel (perspectief)



Materialisatie

Het bovenbeen zal kunnen roteren om het proximale uiteinde (scharnierpunt). Dit scharnierpunt kan op zijn beurt weer transleren over de longitudinale as. Hier is een **lineair geleidingssysteem** en een **enkelassige scharnierverbinding** voor nodig. Het onderbeen zal niet kunnen transleren maar wel kunnen roteren om de longitudinale as, dus hier zijn twee **enkelassige scharnierverbindingen** voor nodig.

De twee botstructuren worden vervaardigd uit **twee vierkante profielen**, de condylen van het femur en de tibia zullen door middel van cnc frezen uit aluminium vervaardigd worden tot twee passende **aluminium condylen**. De patella zal vervaardigd worden uit **Teflon** om de wrijving zo minimaal mogelijk te houden.

De m.quadriceps femoris zal gesimuleerd worden door middel van één enkele **elektrische actuator** verbonden met een **staalkabel** die een vermogen moet kunnen leveren van 1700 N. Er is dus maar één trekcomponent over de patella, de hoek waarover deze kracht werkt is wel instelbaar zoals te zien is bij de detailleringstekeningen.

De vorm van het been zal gevormd worden door middel van twee **kunststof schalen**, welke bekleed zullen worden met een siliconenrubber genaamd **'Dragon skin'** Dit siliconenrubber is scheurvaster dan normaal siliconenrubber. Om wrijving te voorkomen zal onderhuids vetweefsel gesimuleerd worden door verschillende lagen **nylon panty's** over elkaar te laten glijden. De meniscus wordt nagemaakt van het materiaal **p-tex**. Dit is een met grafiet verrijkt polyethyleen wat normaal gebruikt wordt in het belag (onderzijde) van snowboards en ski's.

Om de laterale verplaatsing te kunnen meten zal er aan de mediale zijde van de patella een stuurkabel uit een modelbouwvliegtuig bevestigd worden die de laterale verplaatsingsuitslag kan volgen. Dit moet uiteraard gebeuren zonder de functionaliteit en/of bracewerking te beïnvloeden. Deze zal via de achterkant richting proximaal naar buiten geleid worden en vervolgens gekoppeld aan een **digitale schuifmaat**.

- Lineair geleidingssysteem
- Elektrische actuator
- Aluminium femurcondyl
- Aluminium Tibiacondyl
- 40 mm x 40mm Fe 360 staal
- Pezen/ligamenten materiaal (nylon)
- Meniscus gemaakt van p-tex
- Teflon Patella
- Kunststof schalen (copolymeer)
- nylon panty's
- Siliconenrubber 'Dragonskin'
- Stuurkabel
- Enkelassige scharnierverbinding 3x
- Digitale schuifmaat

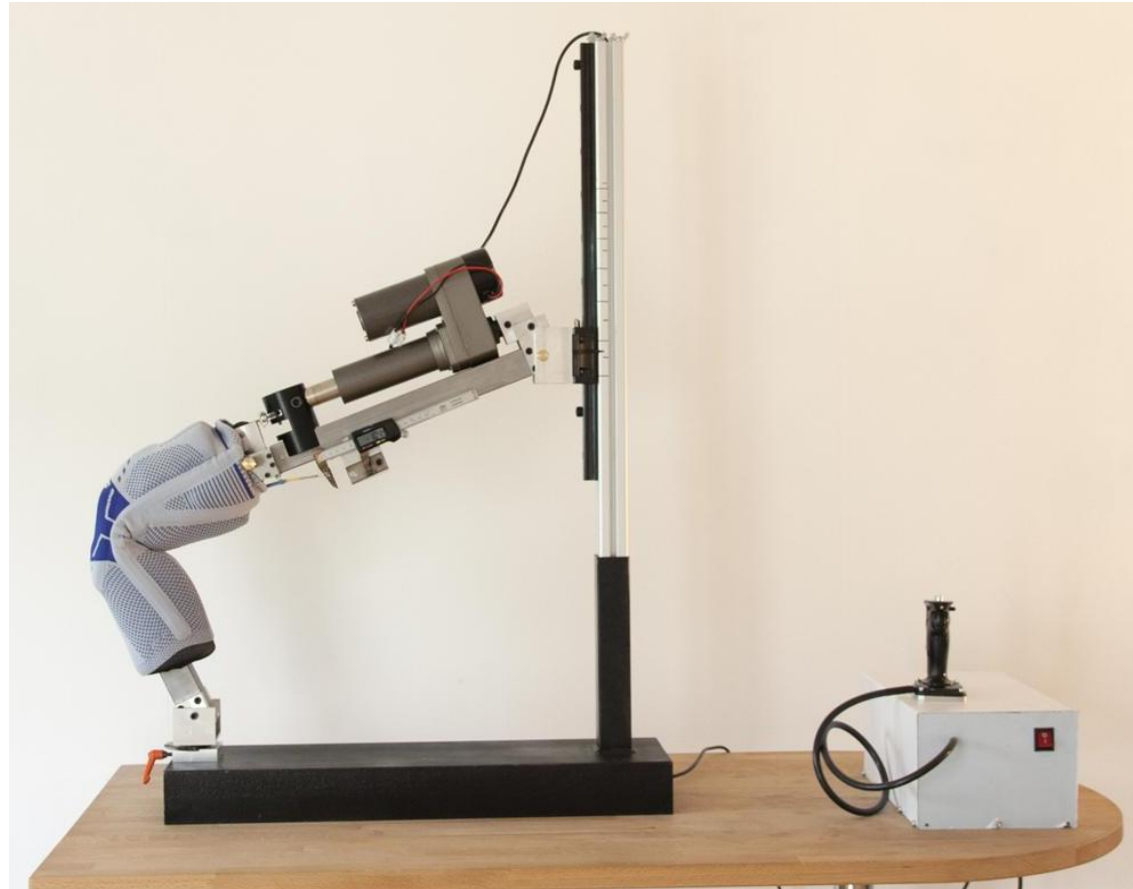


Eindproduct meetopstelling

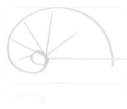
Hieronder is de uiteindelijke meetopstelling te zien, inclusief één van de geteste braces.



Figuur A17: brace op meetopstelling frontaal

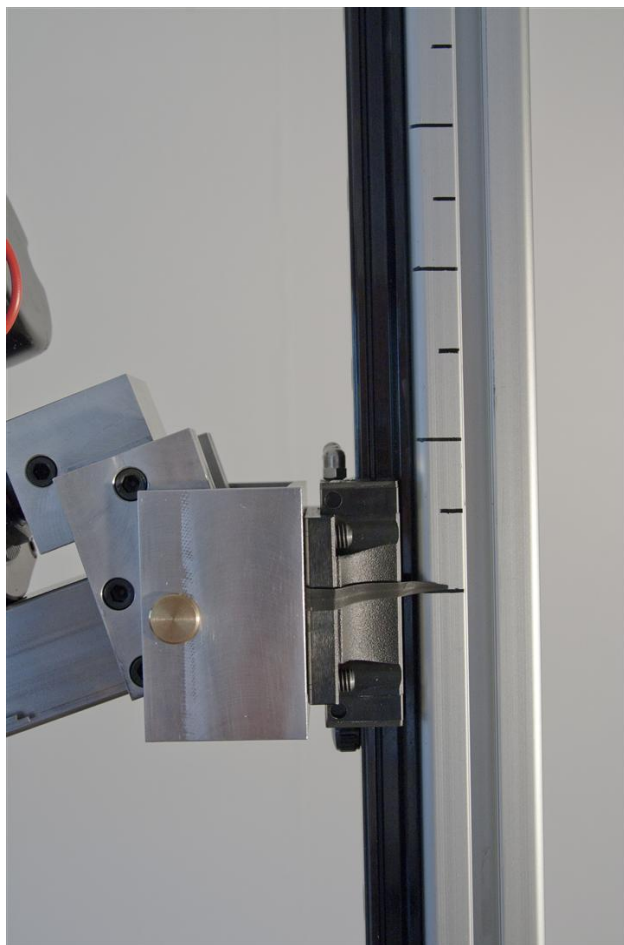


Figuur A18: brace op meetopstelling sagittaal



Verstelbare onderdelen

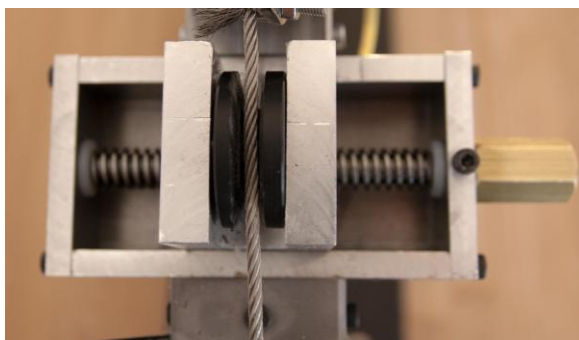
Onderstaand zijn de losse onderdelen uitgelicht die verstelmogelijkheden hebben op de meetopstelling. De patella is ook verstelbaar door middel van een schroef die de patella fixeert aan het ligament, dit is in figuur 22 te zien.



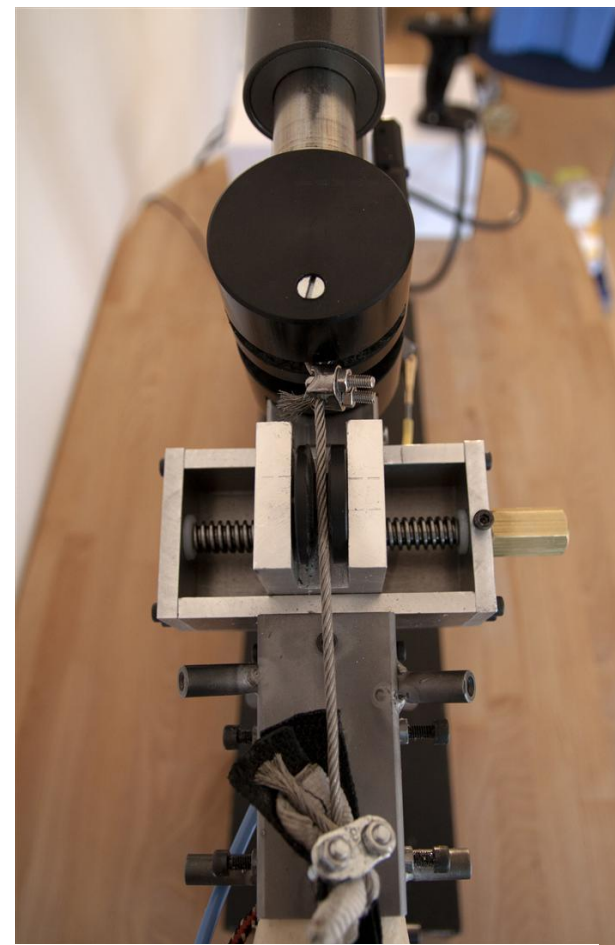
Figuur A19: Lineair geleidingsmechanisme



Figuur A20: Eindproduct van het rotatie verstelsysteem



Figuur A21: Eindproduct verstelmechanisme trekrichting



Figuur A22: Verstelmechnisme tussen femur inkemming en actuator



Knie opbouw

De menisci zijn verkregen uit een siliconen mal (figuur A23). Deze mal is een negatief van het vervaardigde product in klei die vervolgens met p-tex gereproduceerd is. Het tibia en femur zijn volgegoten met giethars en beide verstevigd met aluminium pennen. Er is gebruik gemaakt van nylon klimtouw om de collaterale banden en kruisbanden te maken, deze zijn aan de uiteinde dichtgebrand om verschuivingen te voorkomen.



Figuur A23: Siliconen mal voor de minisci



Figuur A24: Onderdelen knie



Figuur A25: Knie posterior

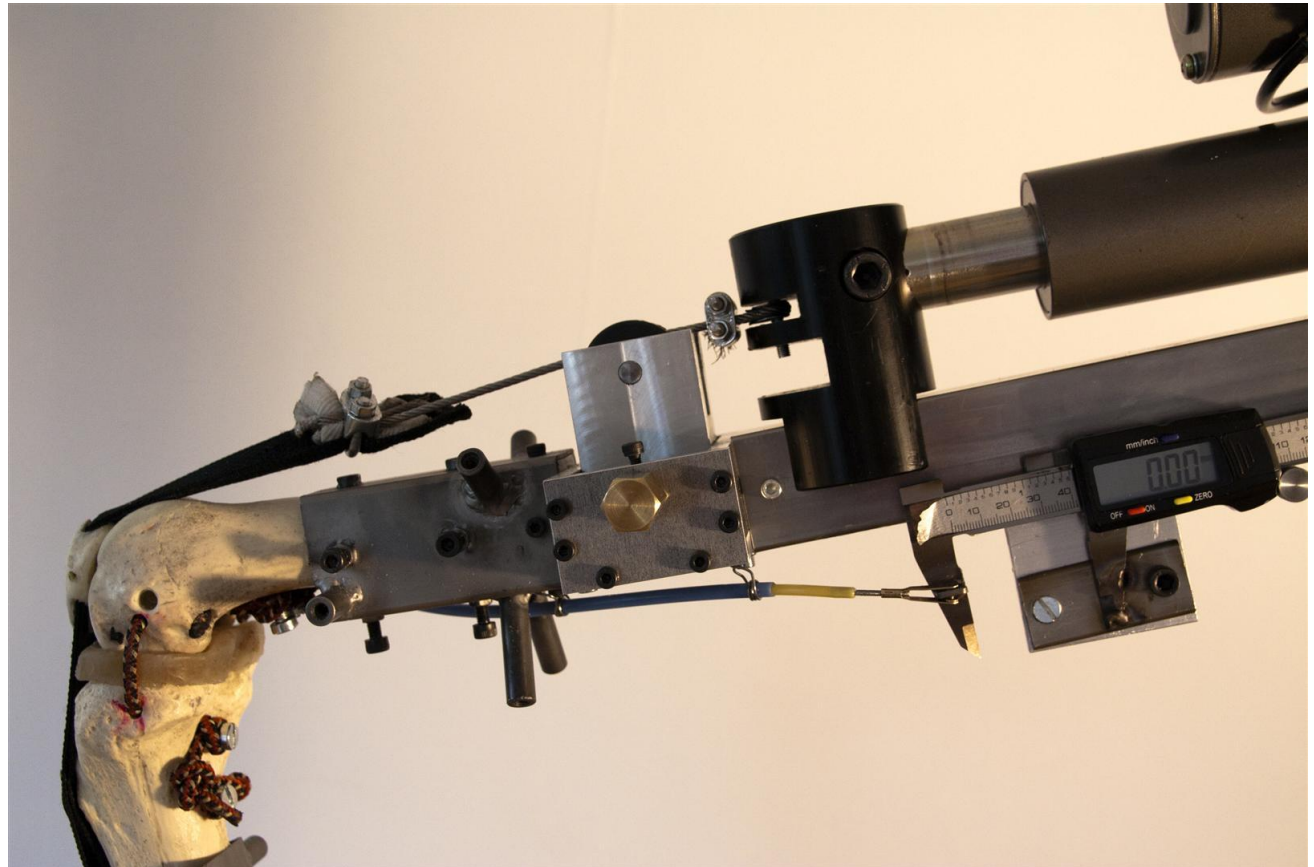


Patella meetsysteem

Een meetsysteem om de laterale verplaatsing van de patella te meten is bevestigd aan de mediale zijde van de patella. Dit meetsysteem bestaat uit een binnenkabel en een buitenkabel. Deze buitenste kabel is bevestigd aan het femur, de binnenkabel loopt vrijwel wrijvingsloos door de buitenkabel en is bevestigd aan een digitale schuifmaat. Hierop kan op een 10^e millimeter de laterale verplaatsing van de patella afgelezen worden.



Figuur A26: Patella lateralisatie meetsysteem (mediaal)

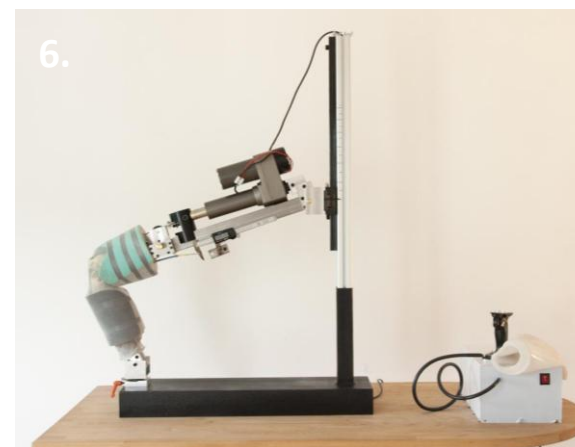
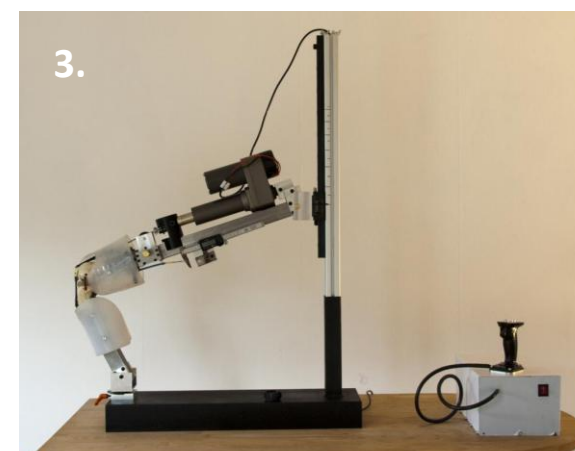
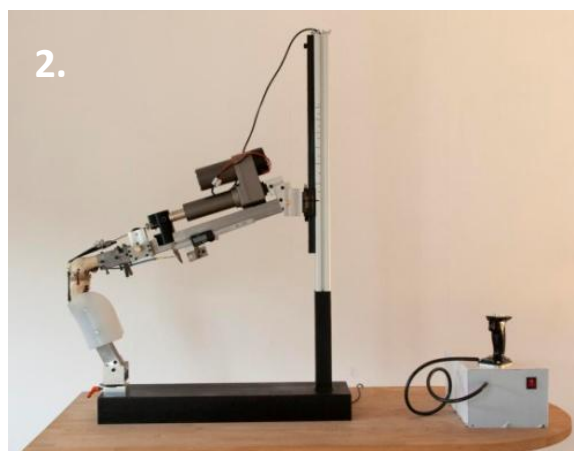
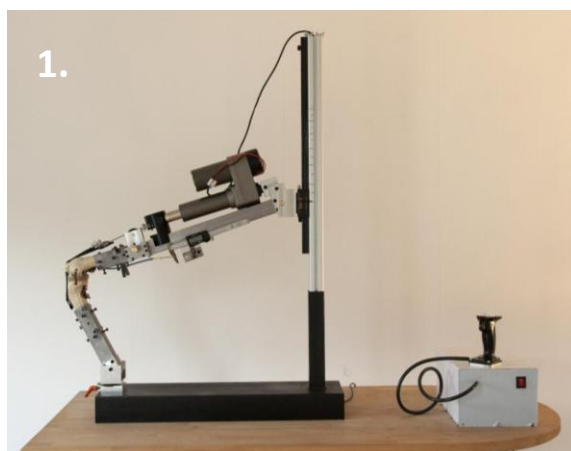


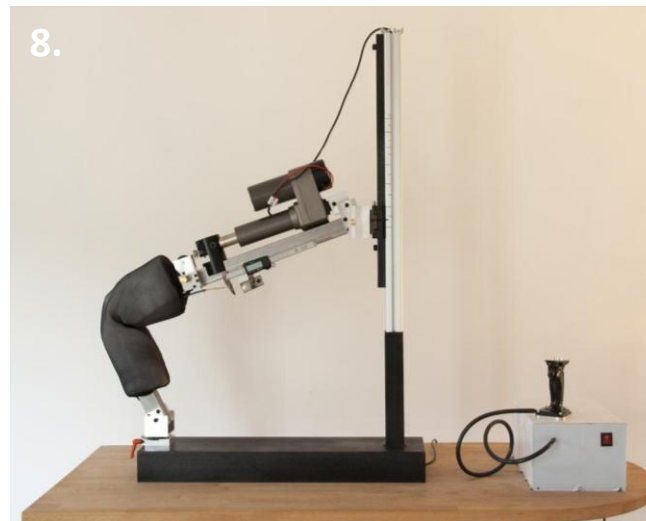
Figuur A27: Binnenkabel bevestigd aan de digitale schuifmaat



Pasvorm opbouw

Hieronder is te zien uit hoeveel lagen de vorm van het been opgebouwd is. In figuur één is de meetopstelling weergegeven zonder de kappen die voor de pasvorm van de braces moeten zorgen. Bij iedere foto wordt een onderdeel toegevoegd tot uiteindelijk de siliconenhoes en panty het geheel afmaken. Direct op de zwarte panty (figuur A28,8) worden de braces geplaatst.





Figuur A28: Opbouw pasvorm

De meetopstelling is afgewerkt met een siliconenhoes (Figuur A29). Deze hoes is gemaakt van dragonskin siliconen in combinatie met twee tricots. Deze is gevormd en uitgehard door middel van een vacuüm om een gipsen positief. Het verkregen product is zeer goed bestand tegen rek en functioneert in de meetopstelling als huid. De kunststof schelpen worden ieder op hun plaats gehouden door acht vast gelaste afstandsbusjes waarin schroefdraad is getapt (Figuur A30).



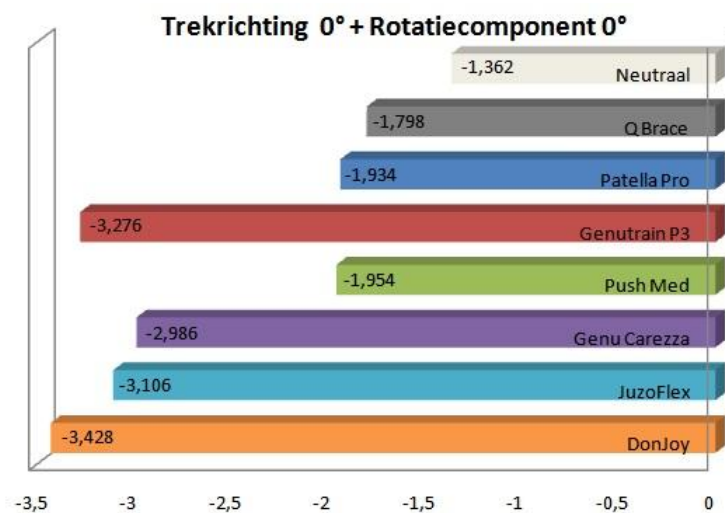
Figuur A29: De siliconenhoes in productie



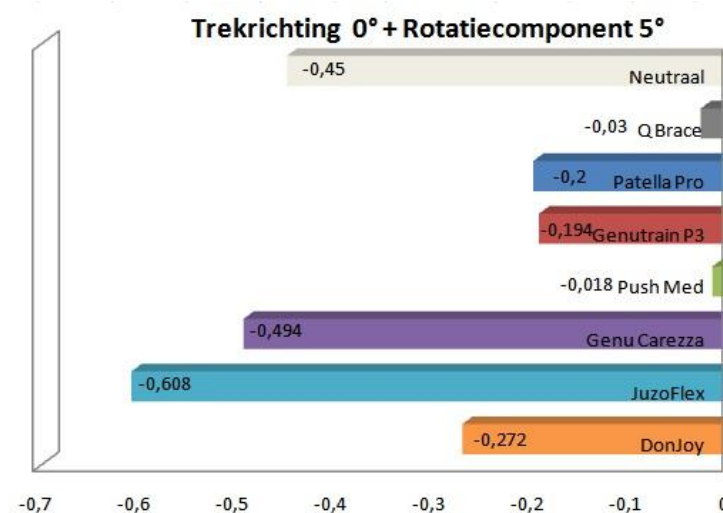
Figuur A30: Binnenwerk pasvorm



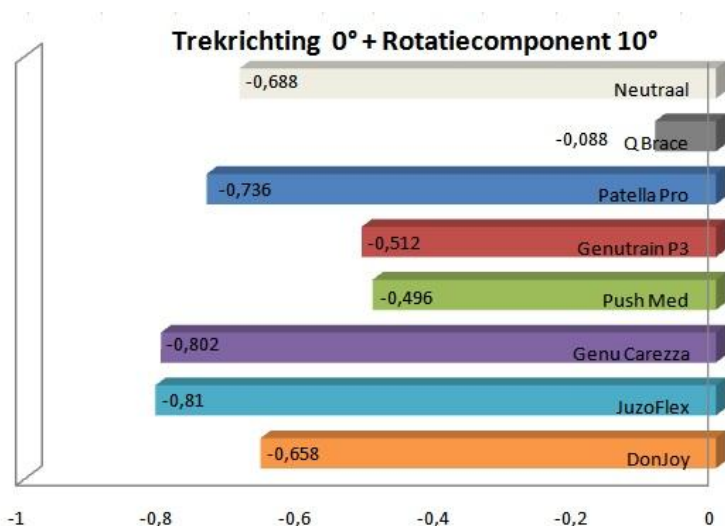
Resultaten



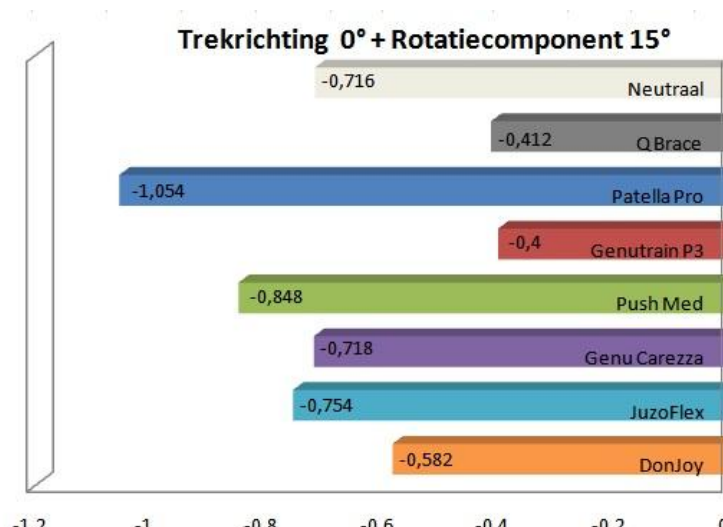
Grafiek A1: trekrichting 0°+Rotatiecomponent 0°



Grafiek A2: trekrichting 0°+Rotatiecomponent 5°

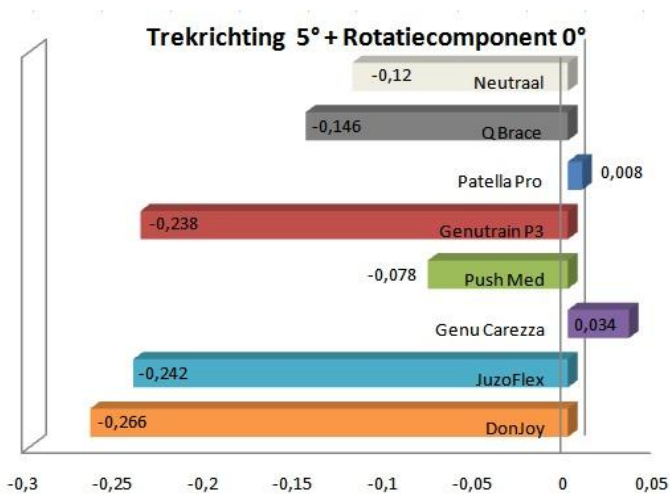


Grafiek A3: trekrichting 0°+Rotatiecomponent 10°

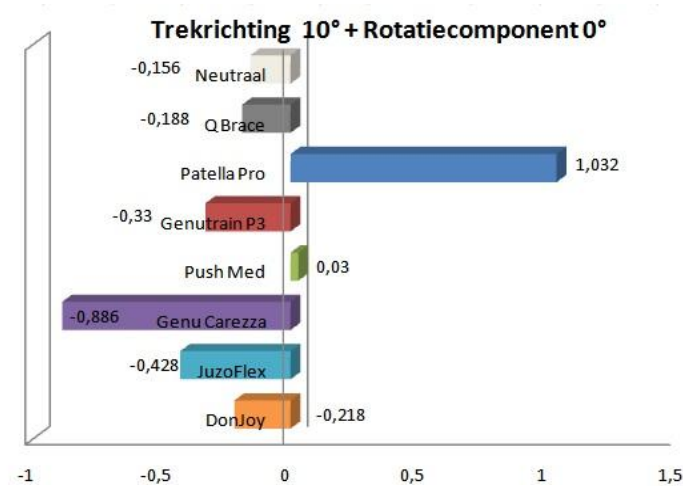


Grafiek A3: trekrichting 0°+Rotatiecomponent 15°

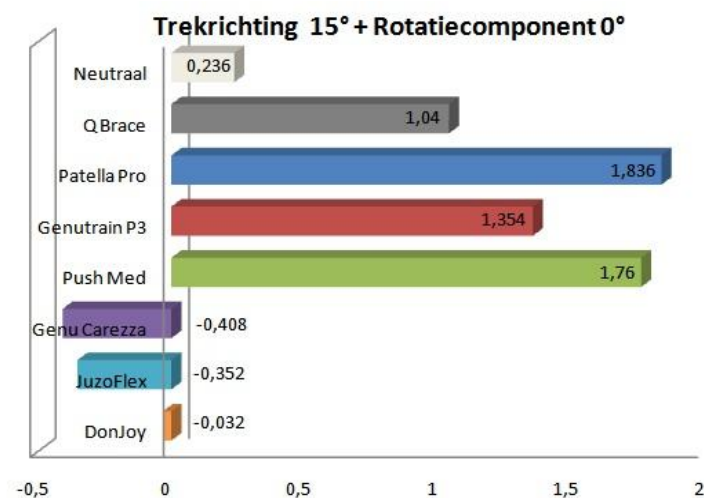
- DonJoy
- JuzoFlex
- Genu Carezza
- Push Med
- GenuTrain P3
- Patella Pro
- Q Brace
- Neutraal



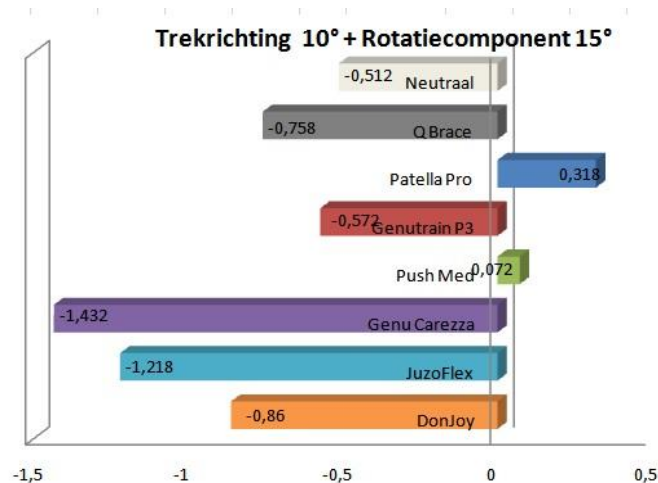
Grafiek A4: Trekrichting 5° + Rotatiecomponent 0°



Grafiek A5: Trekrichting 10° + Rotatiecomponent 0°

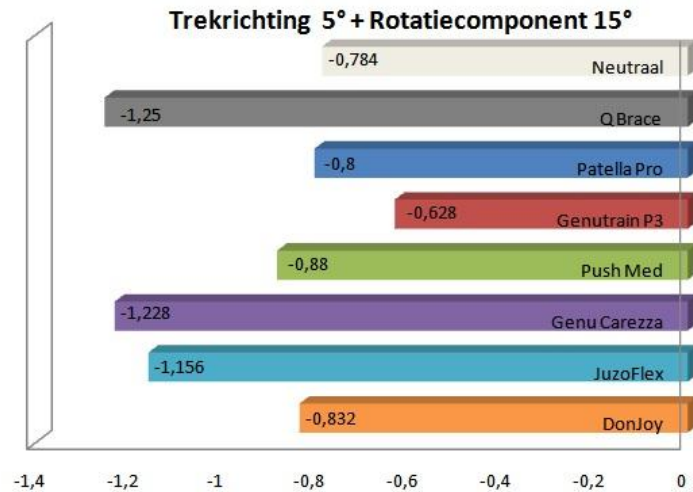


Grafiek A6: Trekrichting 15° + Rotatiecomponent 0°

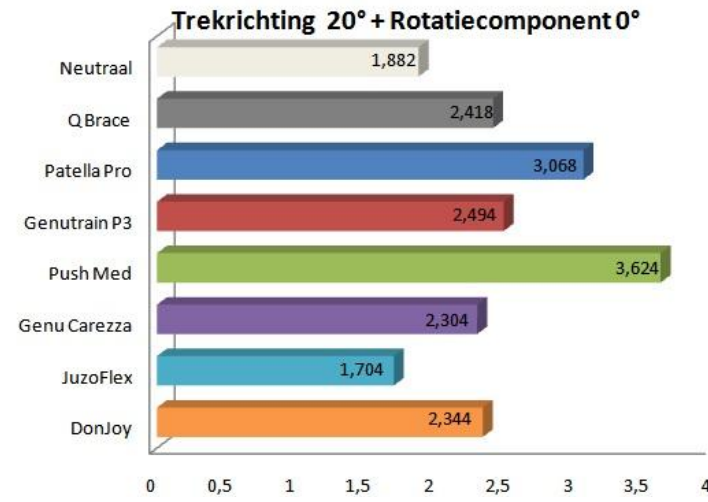


Grafiek A7: Trekrichting 20° + Rotatiecomponent 0°

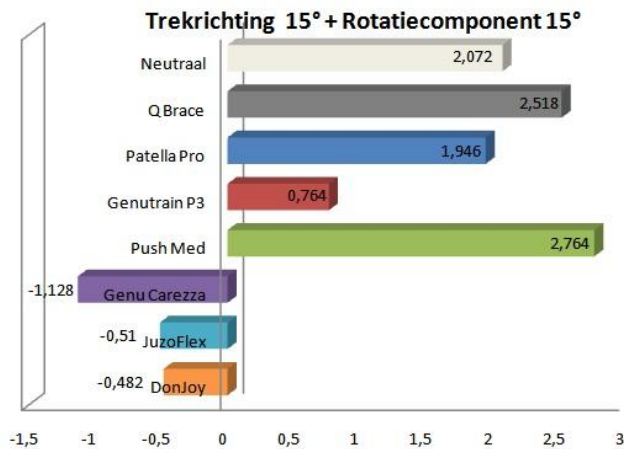
- DonJoy
- JuzoFlex
- Genu Carezza
- Push Med
- Genutrain P3
- Patella Pro
- Q Brace
- Neutraal



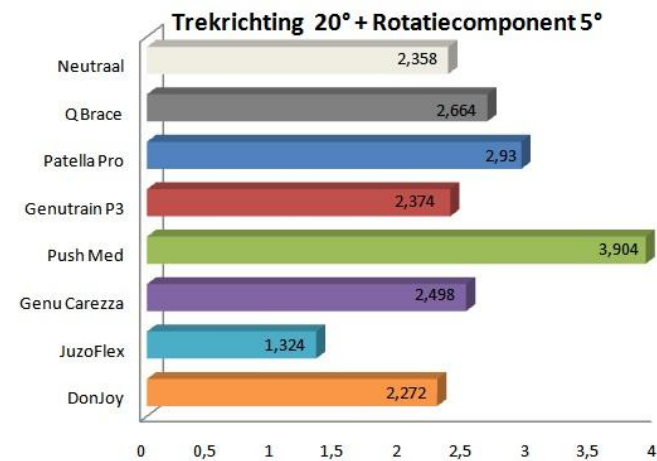
Grafiek A8: Trekrichting 5° + Rotatiecomponent 15°



Grafiek A9: Trekrichting 10° + Rotatiecomponent 15°

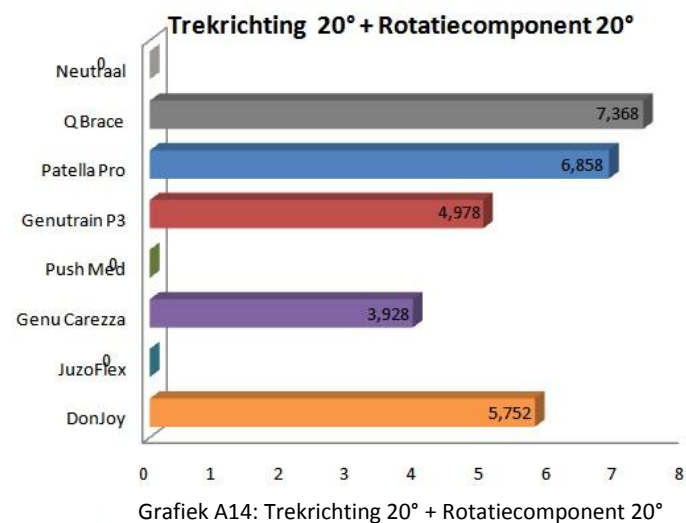
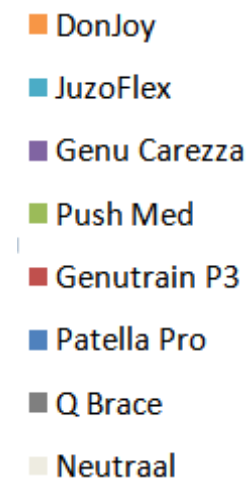
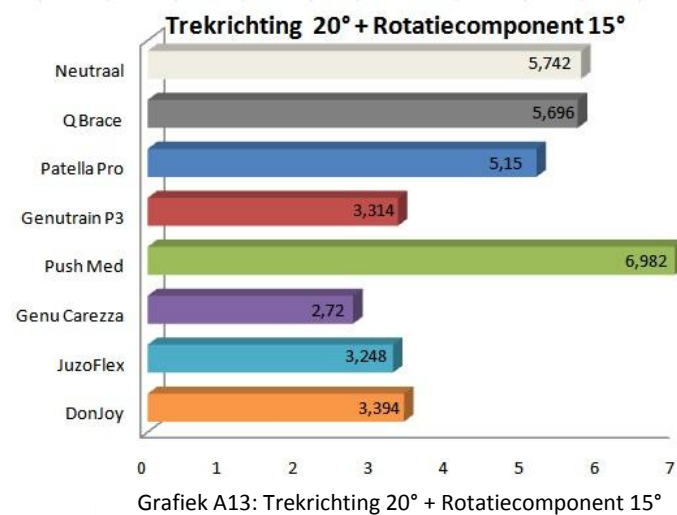
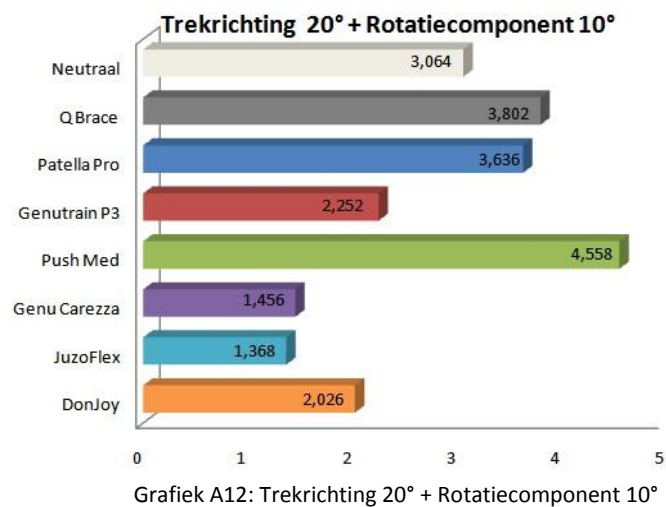


Grafiek A10: Trekrichting 15° + Rotatiecomponent 15°



Grafiek A11: Trekrichting 20° + Rotatiecomponent 5°

- DonJoy
- JuzoFlex
- Genu Carezza
- Push Med
- Genutrain P3
- Patella Pro
- Q Brace
- Neutraal



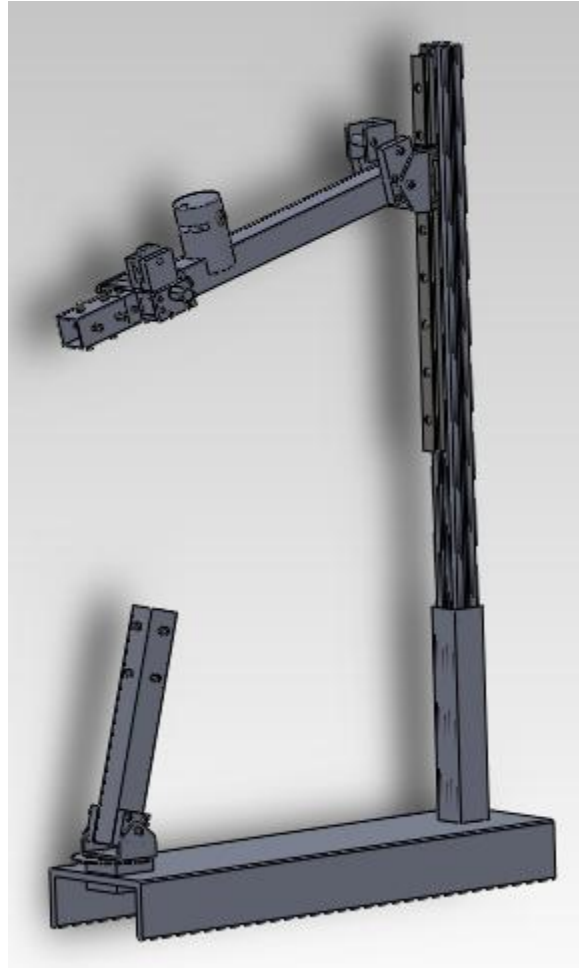


Kostenplaatje meetopstelling

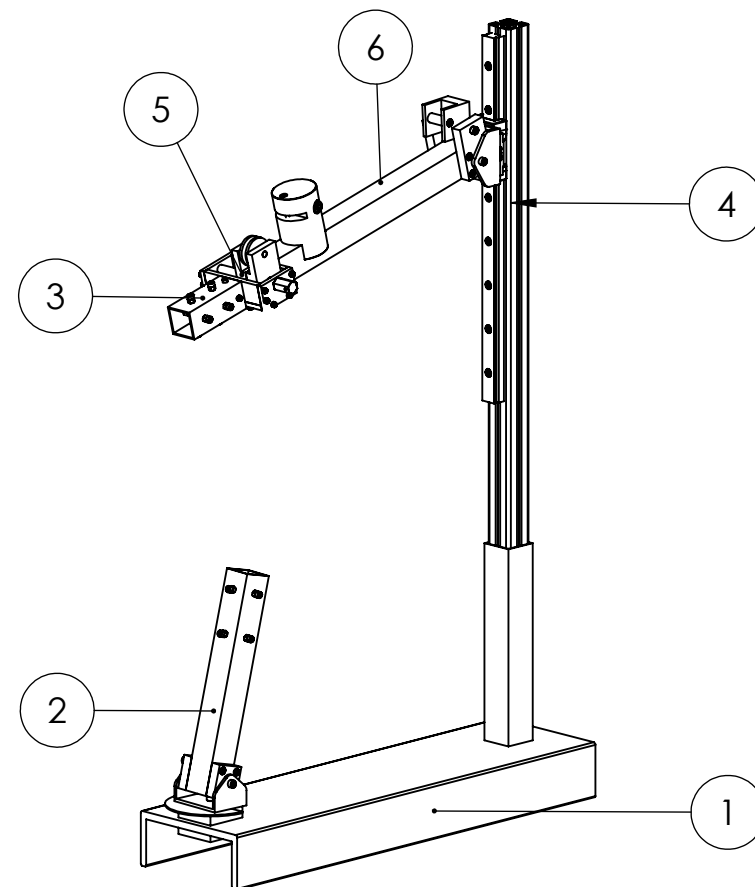
Onderdelen	Prijs
Lineaire actuator (tweedehands)	€ 75,00
Lineaire geleiding	€ 134,02
Bodemplaat + metalen profielen	€ 49,16
Kogellagers 4 stuks	€ 8,79
Trapezium schroefdraad+moer	€ 10,00
Pezen / klimtouw	€ 2,55
Digitale schuifmaat	€ 12,00
Rolluik schakelaar	€ 18,90
Gradenboog	€ 9,00
Voeding	€ 17,50
Aluminium + staal	€ 17,56
P-tex	€ 20,85
Klei	€ 2,50
Siliconen	€ 39,16
Behuizing voeding	€ 3,80
Bevestigingsartikelen	€50.06
Totaal	€ 470,85



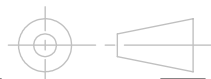
Solidworks bouwtekeningen



Item Nr.	Omschrijving	Aantal
1	Grondplaat	2
2	Onderbeen	9
3	Inklemming boven	2
4	Lineaire geleiding	2
5	Q-hoek verstelling	10
6	Bovenbeen	13



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:10

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 1

Bestand: 1. Patluxsim overzicht

Benaming:

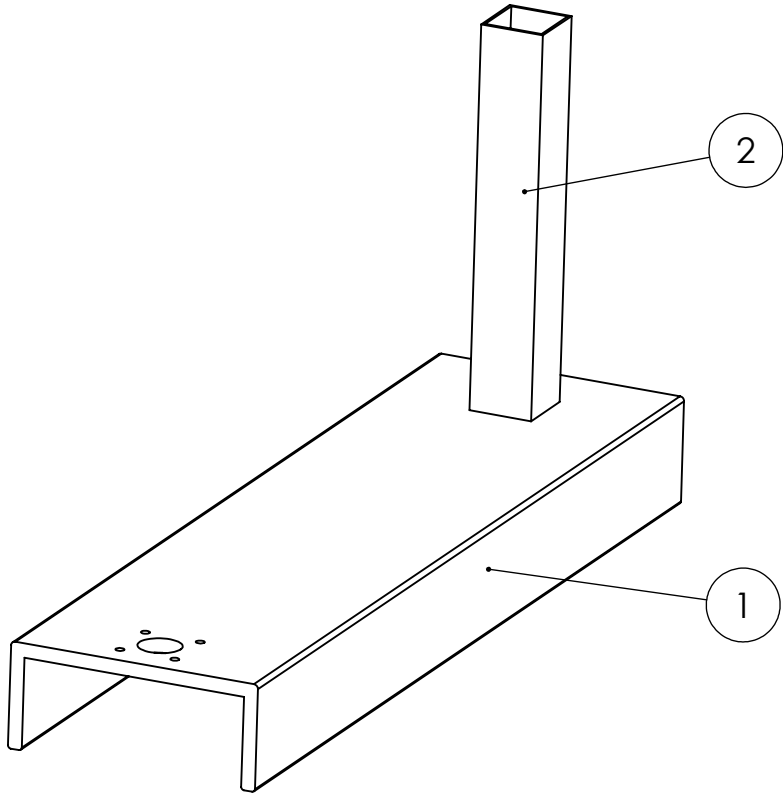
Patluxsim

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

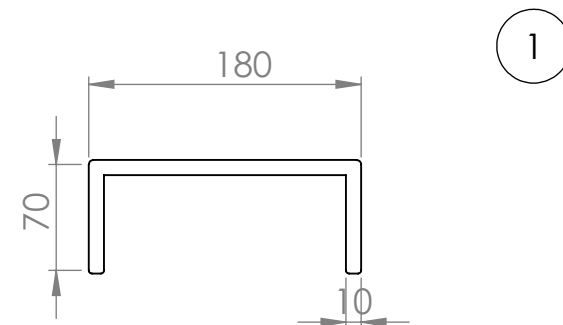
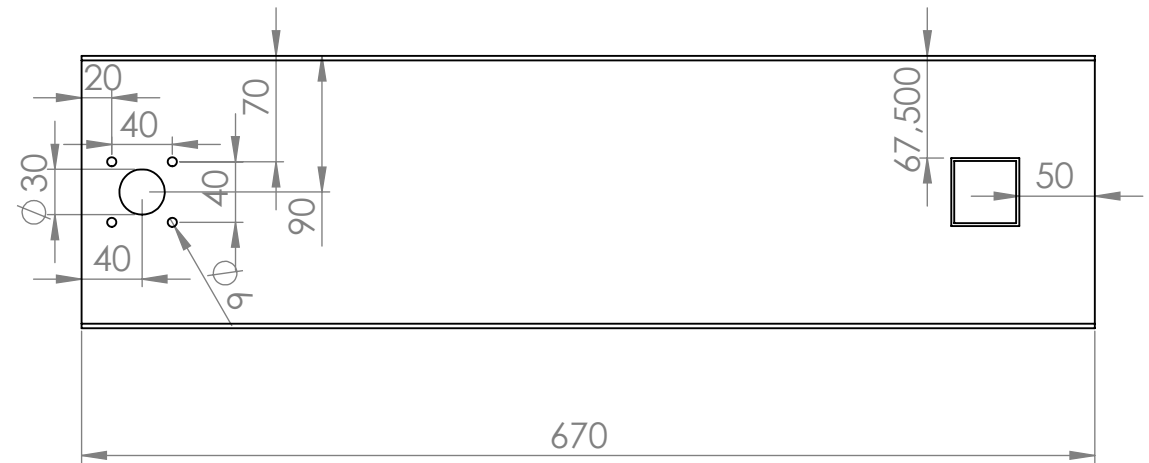
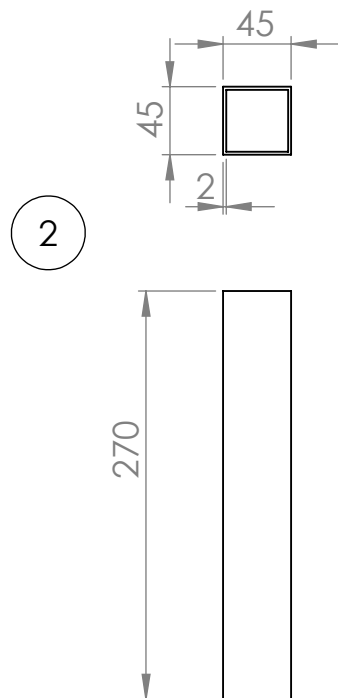


Item nr.	Omschrijving	Aantal
1	Bodemplaat	1
2	Verticale versteviging	1



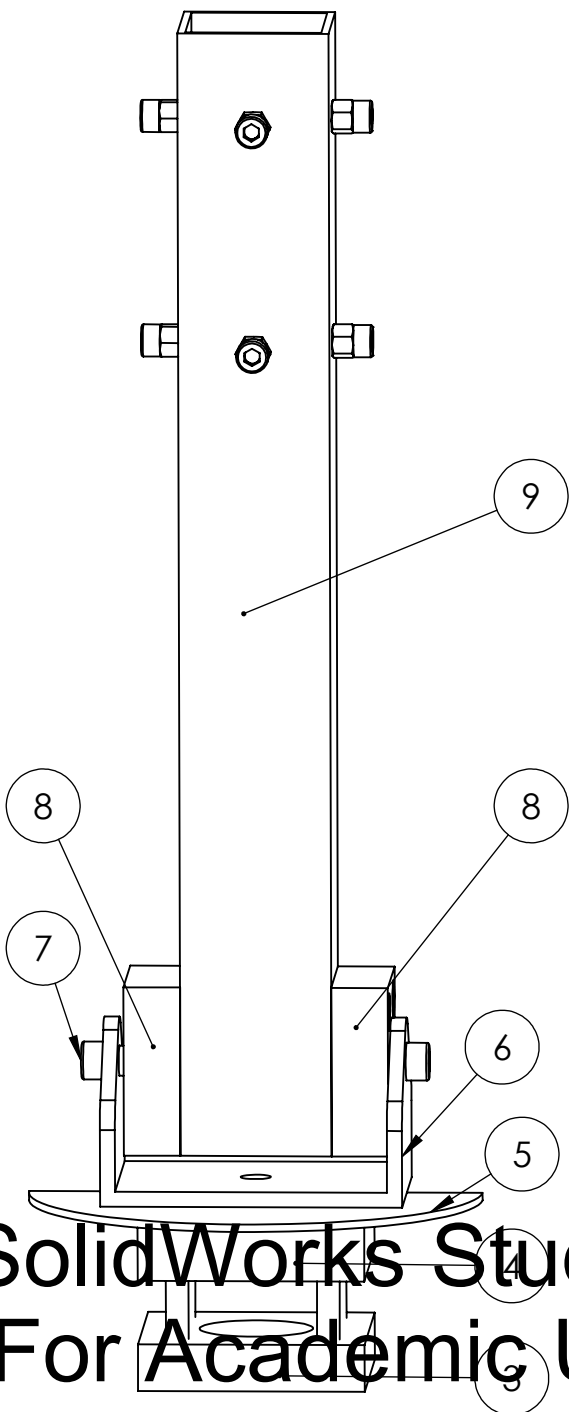
Amerikaanse projectie 	Schaal 1:10	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch	
	Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim	
 HOGESCHOOL ROTTERDAM	Datum : 14-6-2011	Opmerking:	
		Opdracht/project: Patluxsim	Tek.nr. 4
Benaming: Grondplaat overzicht		Bestand: 4. Grondplaat Overzicht	
 SolidWorks - technologie		A4	

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.



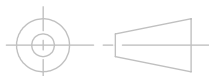
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

 Student Edition. Use only  hogeschool van amsterdam technologies - technologie	Amerikaanse projectie.	Schaal 1:10	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch		
		Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim		
		Datum : 14-6-2011	Opmerking:		
		HAAGSE HOGESCHOOL	Opdracht/project: Patluxsim	Tek.nr. 5	
				Bestand: 5. Grondplaat	
		Benaming:	Grondplaat		A4



Item nr	Omschrijving	Aantal
3	Onderste balhoofdlagercup	1
4	Bovenste balhoofdlagercup	1
5	Gradenboog	1
6	Gaffel onder	1
7	As lager onderbeen	1
8	Lagercups onderbeen	2
9	Onderbeen	1

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:10

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 6

Bestand: 6. Onderbeen over

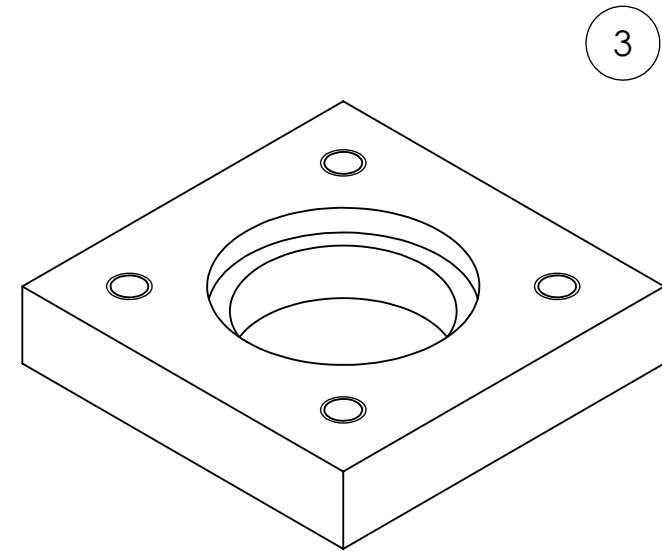
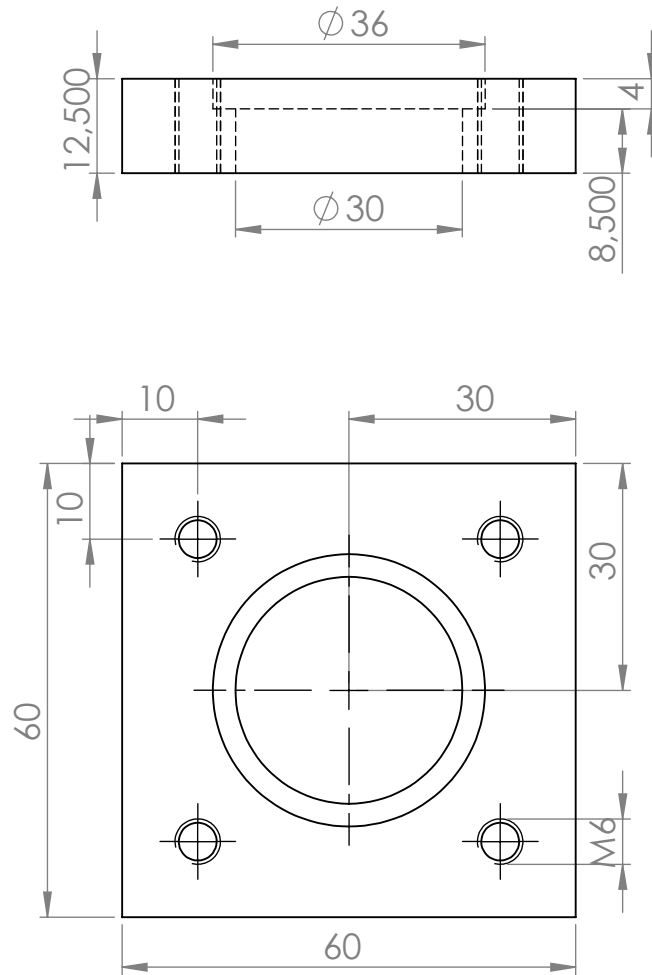
Benaming:

Onderbeen overzicht

A4

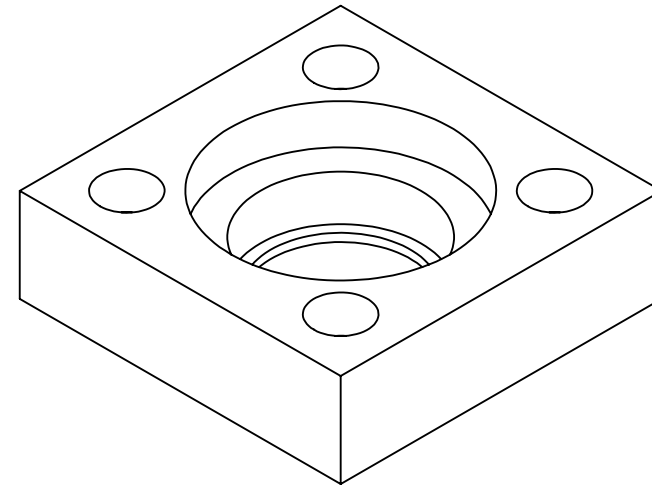
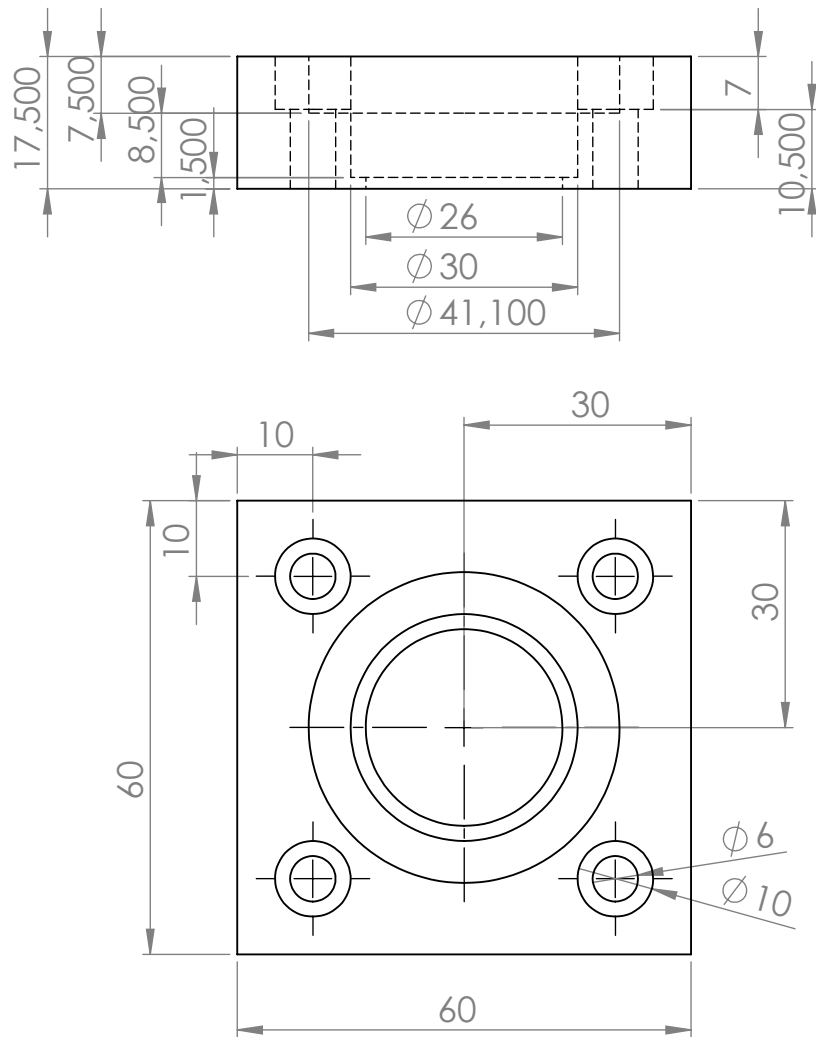
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

ezwings -
technologie



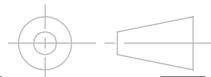
Amerikaanse projectie.	Schaal 1:1	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch		
	Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim		
	Datum : 14-6-2011	Opmerking:		
 HOGESCHOOL voor Wetenschappen - technologie	Opdracht/project: Patluxsim		Tek.nr. 7	
			Bestand: 7. Onderste balhoofd	
	Benaming: Onderste Balhoofdlagercup		A4	

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.



4

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 8

Bestand: 8. Bovenste balhoof

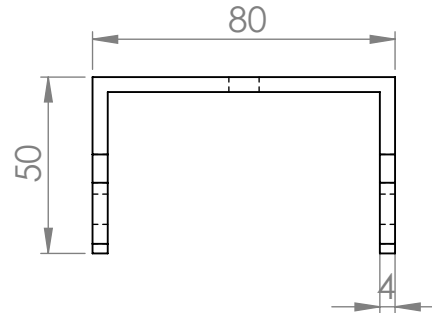
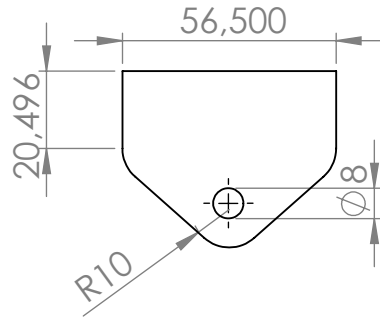
Benaming:

Bovenste balhoofdlagercup

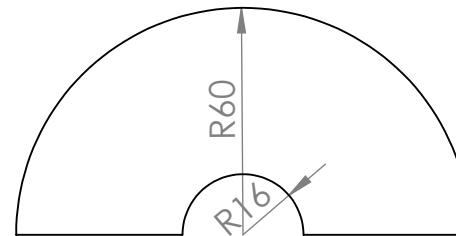
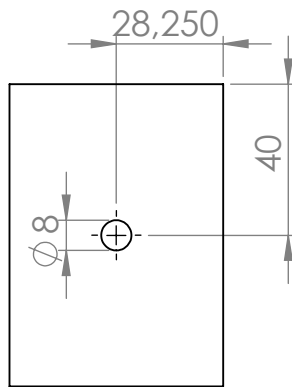
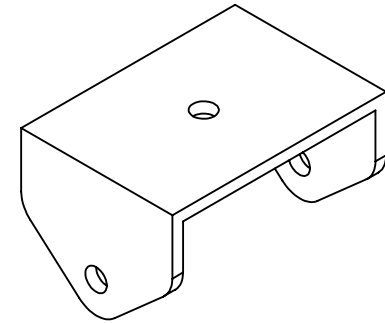
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

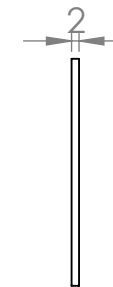
technology



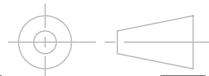
6



5



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:2

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 9

Bestand: 9. Gaffel onder

Benaming:

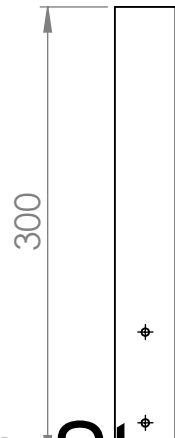
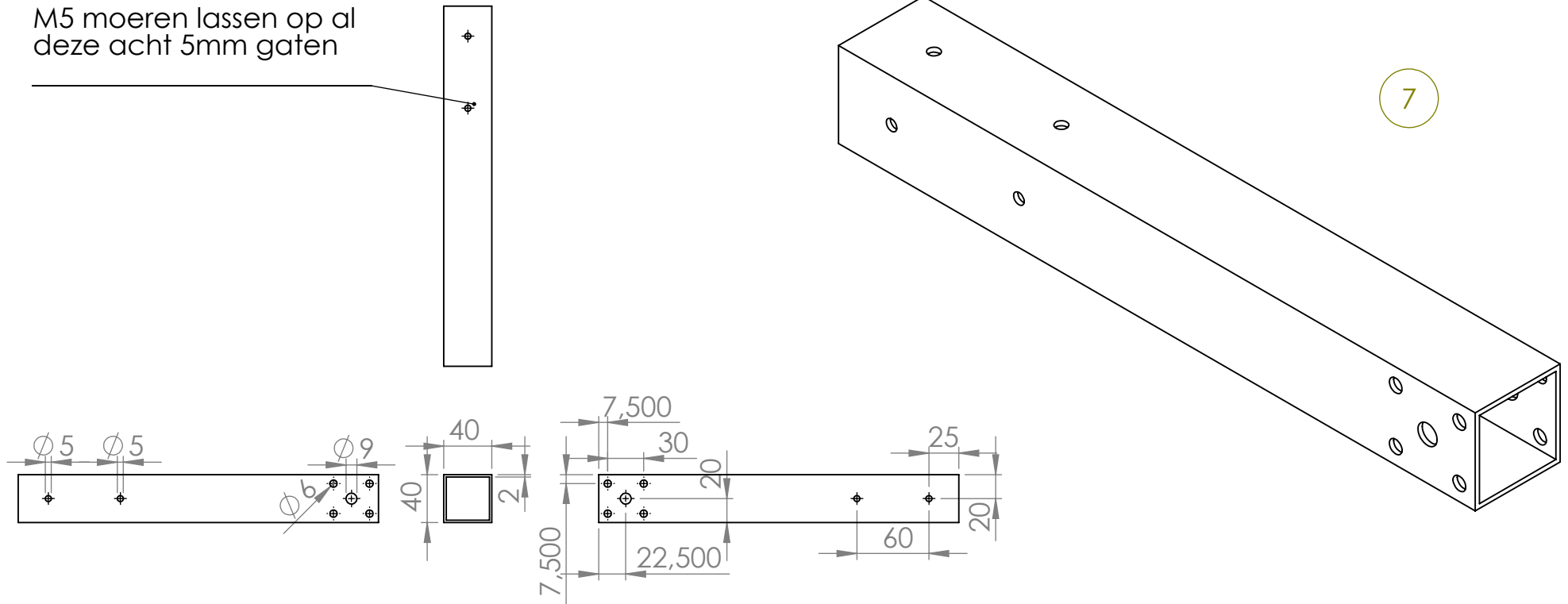
Gaffel onderzijde

A4

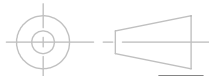
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

ezwings-
technologie

M5 moeren lassen op al deze acht 5mm gaten



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:5

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 10

Bestand: 10. Onderbeen

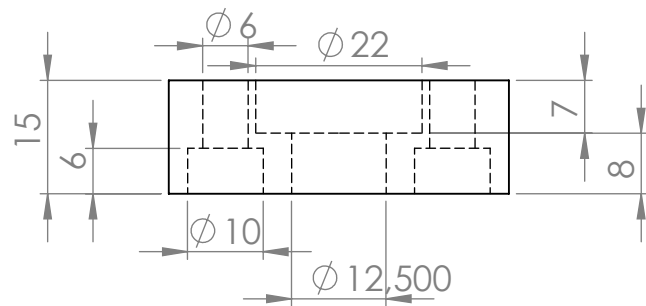
Benaming:

Onderbeen

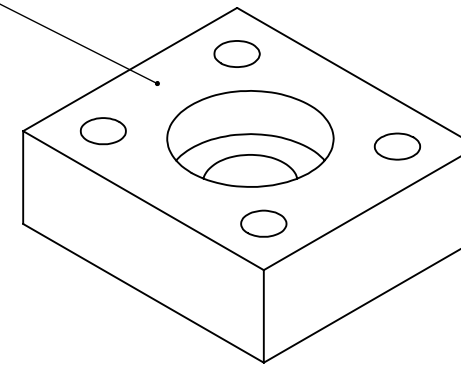
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

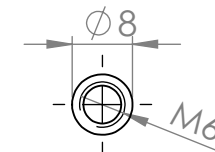
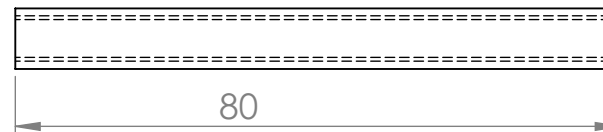
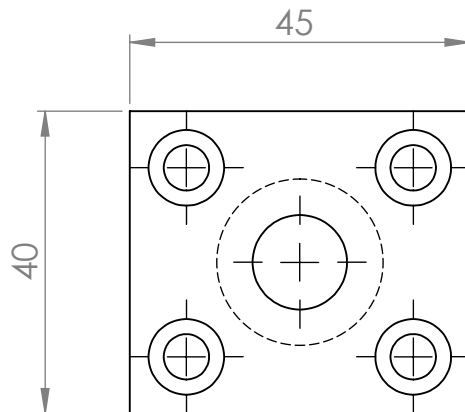
teaching -
technologie



2 x uitvoeren

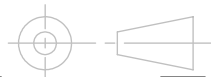


8



9

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 11

Bestand: 11. Lagercup onder

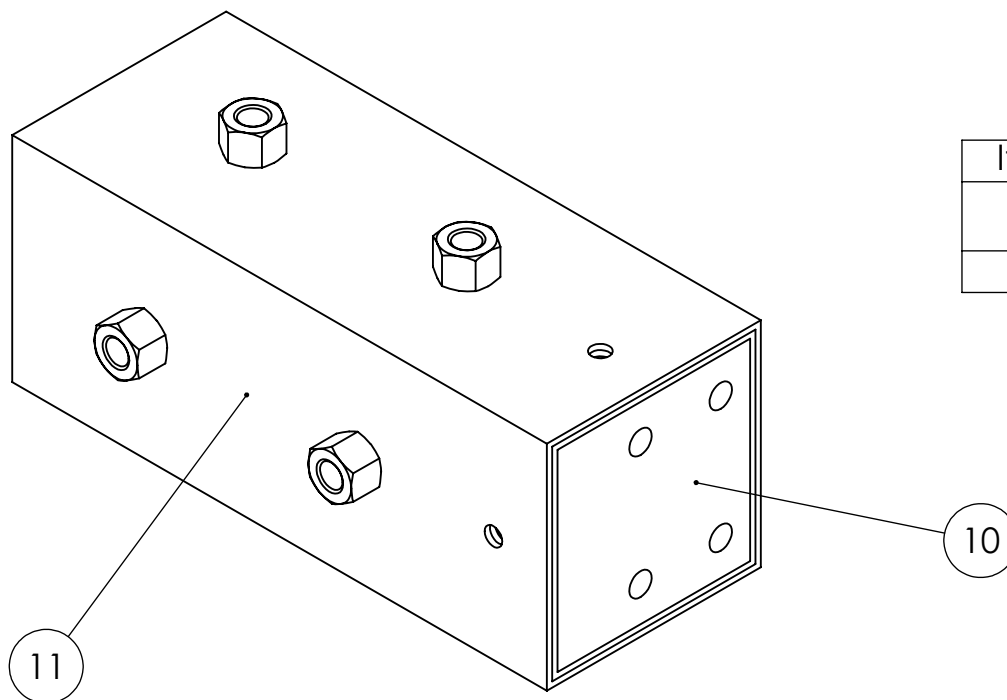
Benaming:

Lagercups onderbeen

A4

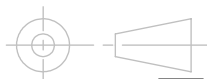
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

ezwings -
technologie



Item nr.	Omschrijving	Aantal
10	Montageblok inklemming	1
11	Inklemmingsbuis	1

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 12

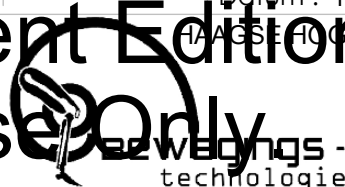
Bestand: 12. Inklemming Femur

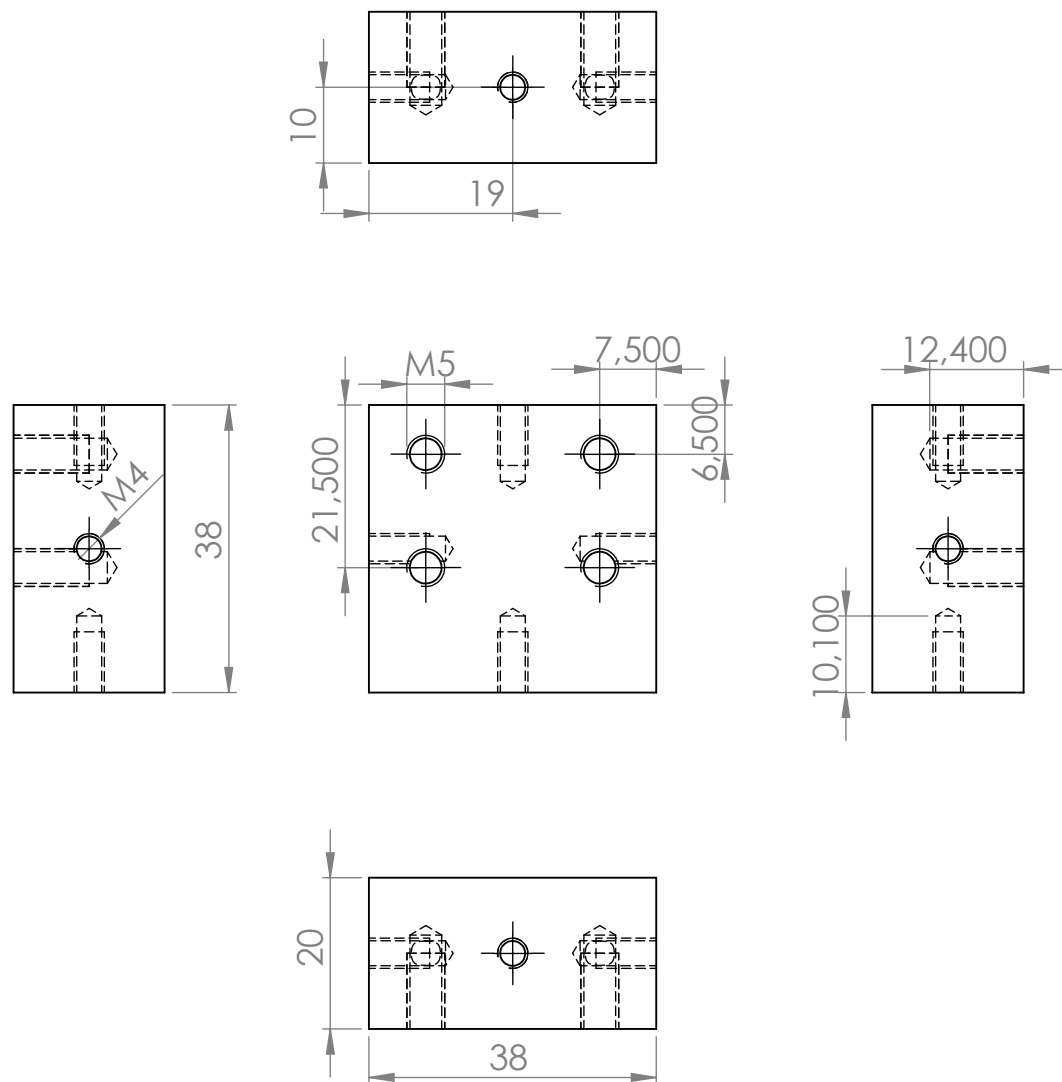
Benaming:

Inklemming Femur

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

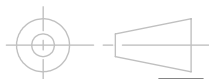




10

Blok 2x uitvoeren. Één exemplaar dient voor de bevestiging van de q-hoek verstelling. Zie tekening 24.

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 13

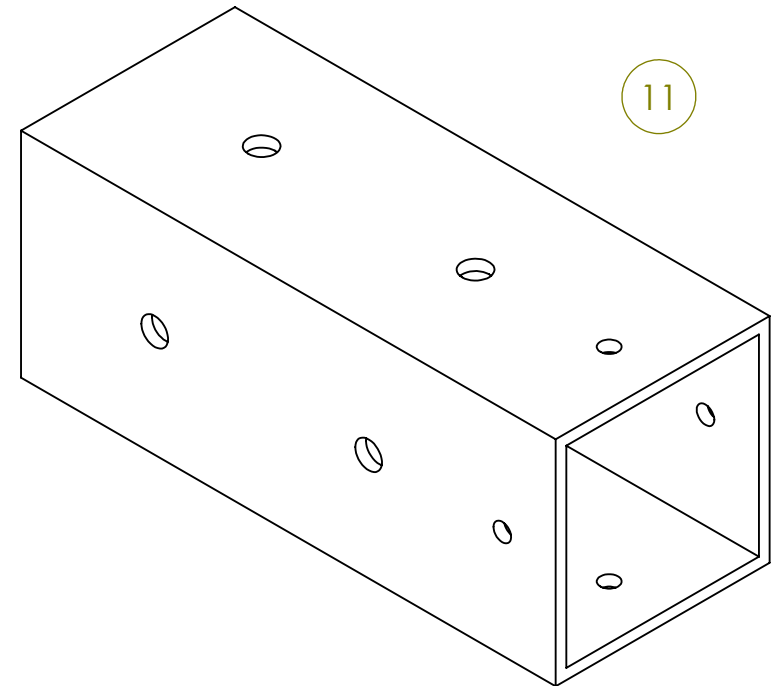
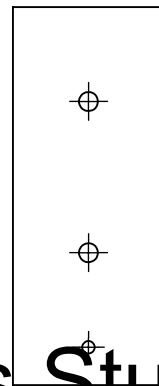
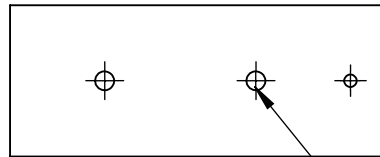
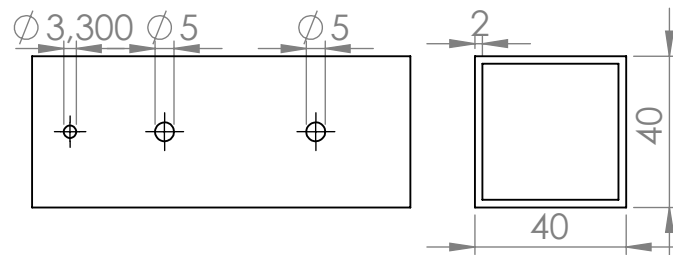
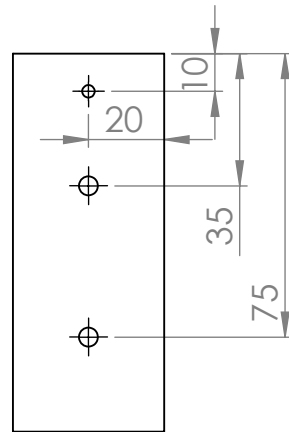
Bestand: 13. Monteerblok femur

Benaming:

Montageblok Femur inklemming A4Q-hoek

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

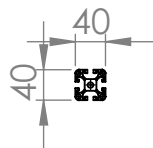
3D-Modelling -
technologie



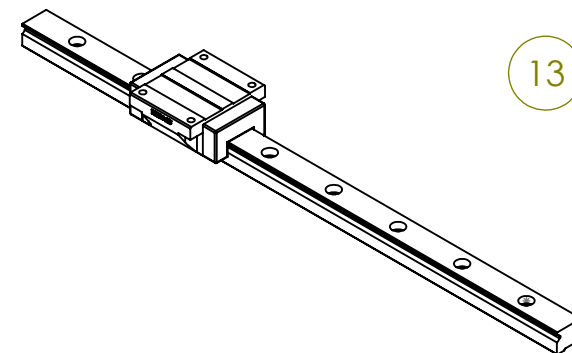
M5 moeren lassen op deze acht 5mm gaten

Amerikaanse projectie. 	Schaal 1:1	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch	
	Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim	
HAAGSE HOGESCHOOL voor wetenschappen - technologie	Datum : 14-6-2011	Opmerking:	
		Opdracht/project: Patluxsim	Tek.nr. 14 Bestand: 14. Inklemmingsbuis
Benaming: Inklemmingsbuis femur			A4

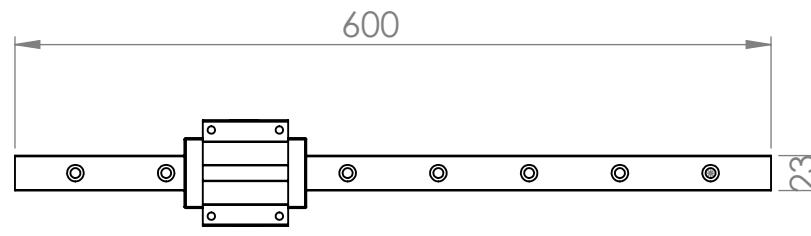
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only



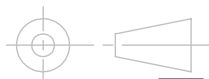
12



13



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:10

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 15

Bestand: 15. aluminiumprofiel

Benaming:

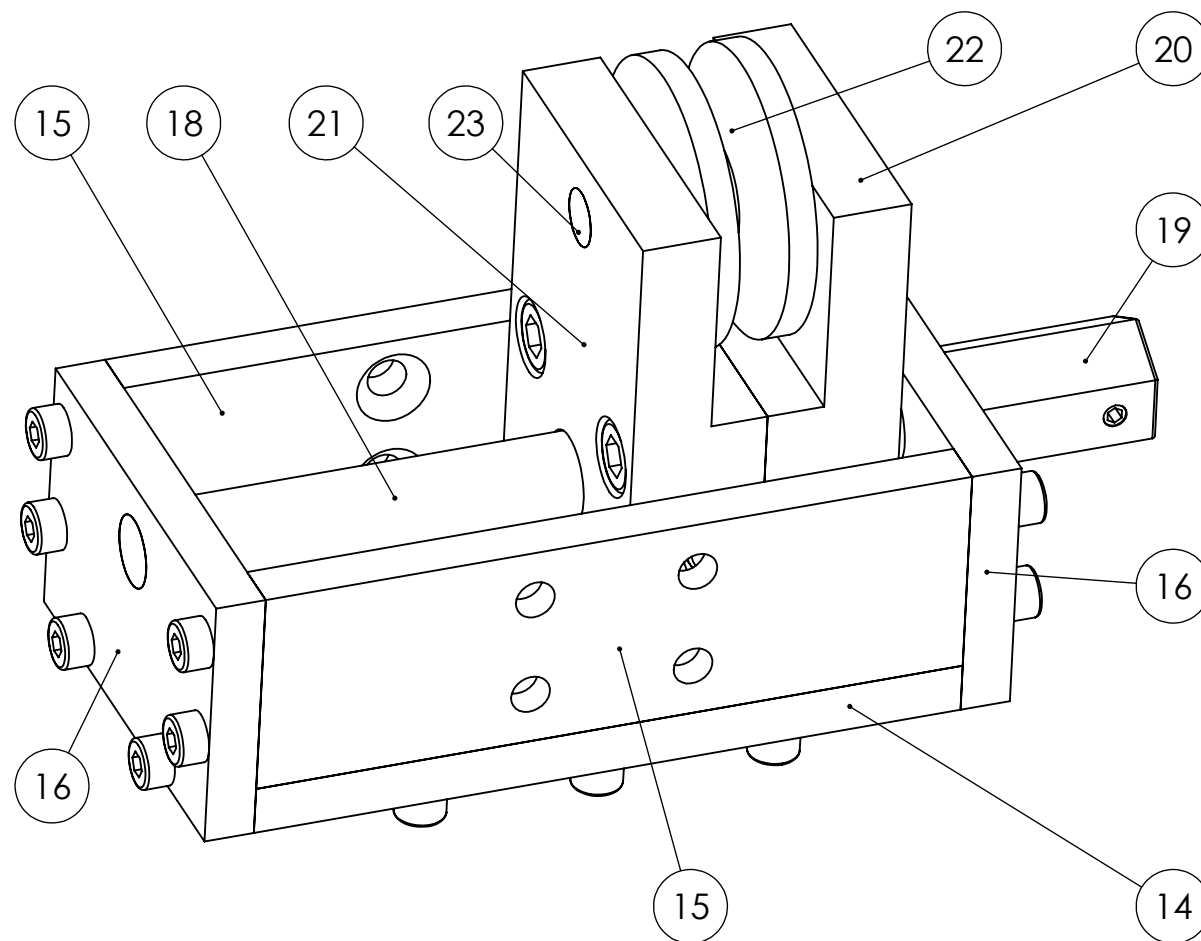
Aluminiumprofiel

A4

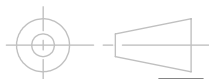
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.



Item nr.	Omschrijving	Aantal
14	Bodemplaat	1
15	Zijkant	2
16	Kopse kant	2
17	Trapezium moer	1
18	Trapezium as	1
19	Draaiknop	1
20	Spindel moerzijde	1
21	Spindel boutzijde	1
22	Verstelwiel	1
23	As verstelwiel	1



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:5

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 16

Bestand: 16. Q-hoek verstelling

Benaming:

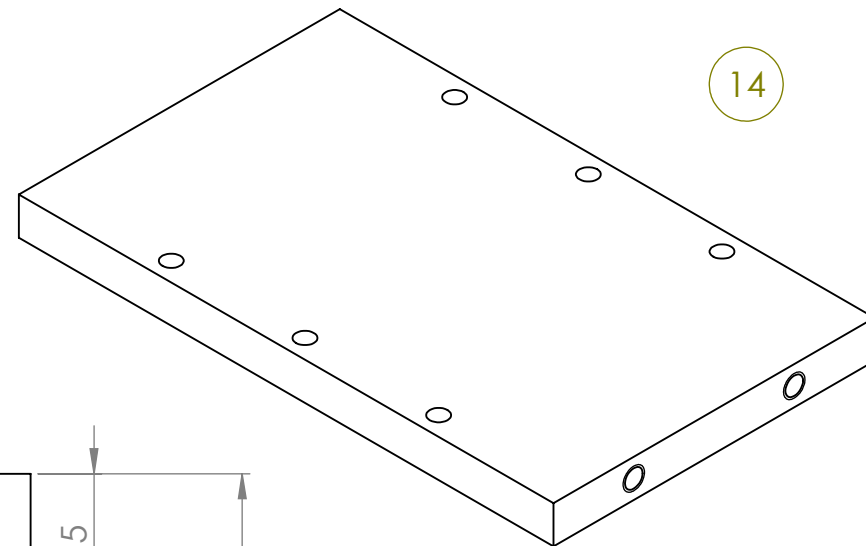
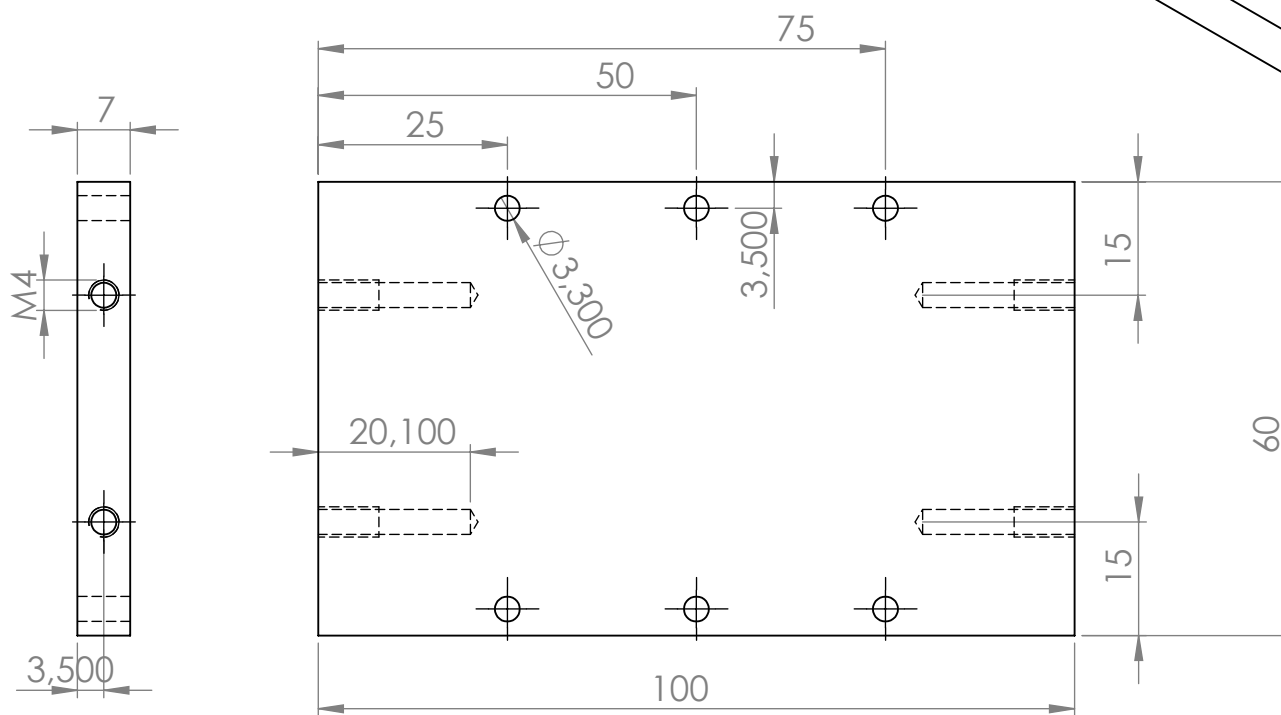
Q-hoek verstelling

A4

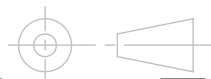
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

ezwechings-
technologie

14



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 17

Bestand: 17. Bodemplaat

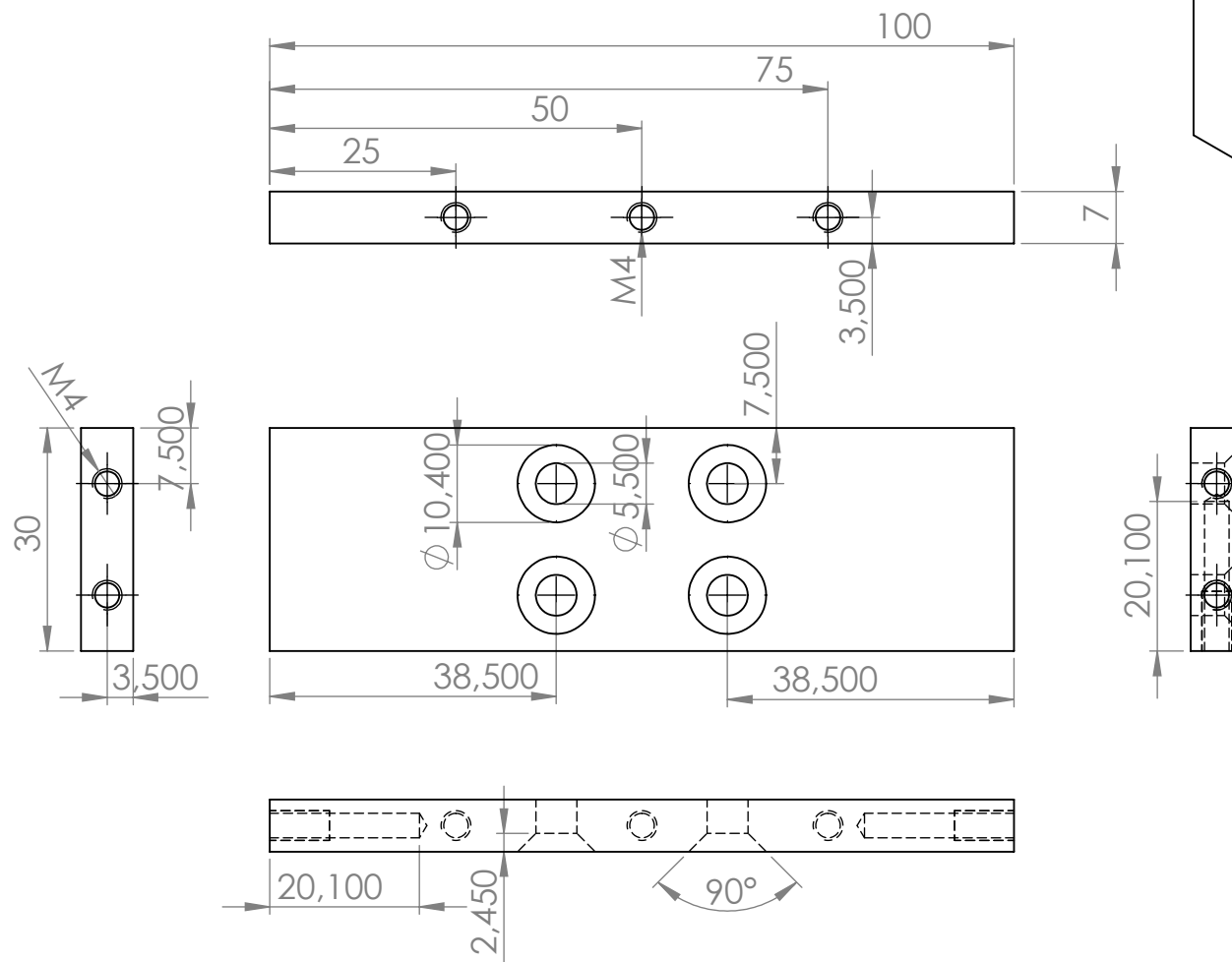
Benaming:

Bodemplaat Q-hoek verstelling

A4

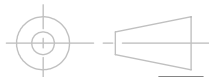
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

3D-Modelling -
technologie



2x uitvoeren

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 18

Bestand: 18. Zijkant

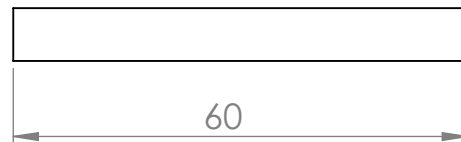
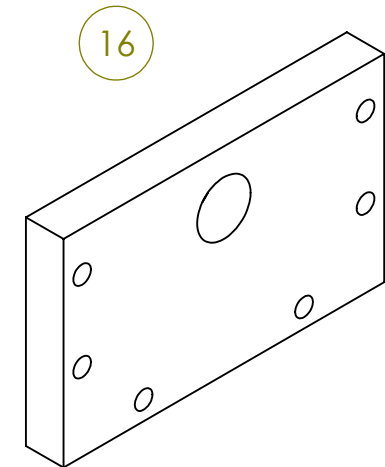
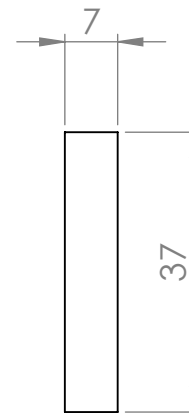
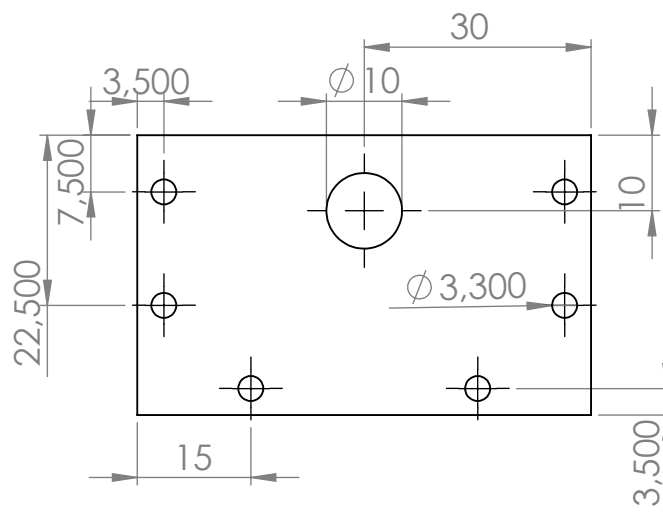
Benaming:

Zijkant Q-hoek verstelling

A4

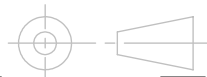
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

technology



2x uitvoeren

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 19

Bestand: 19. Kopse kant

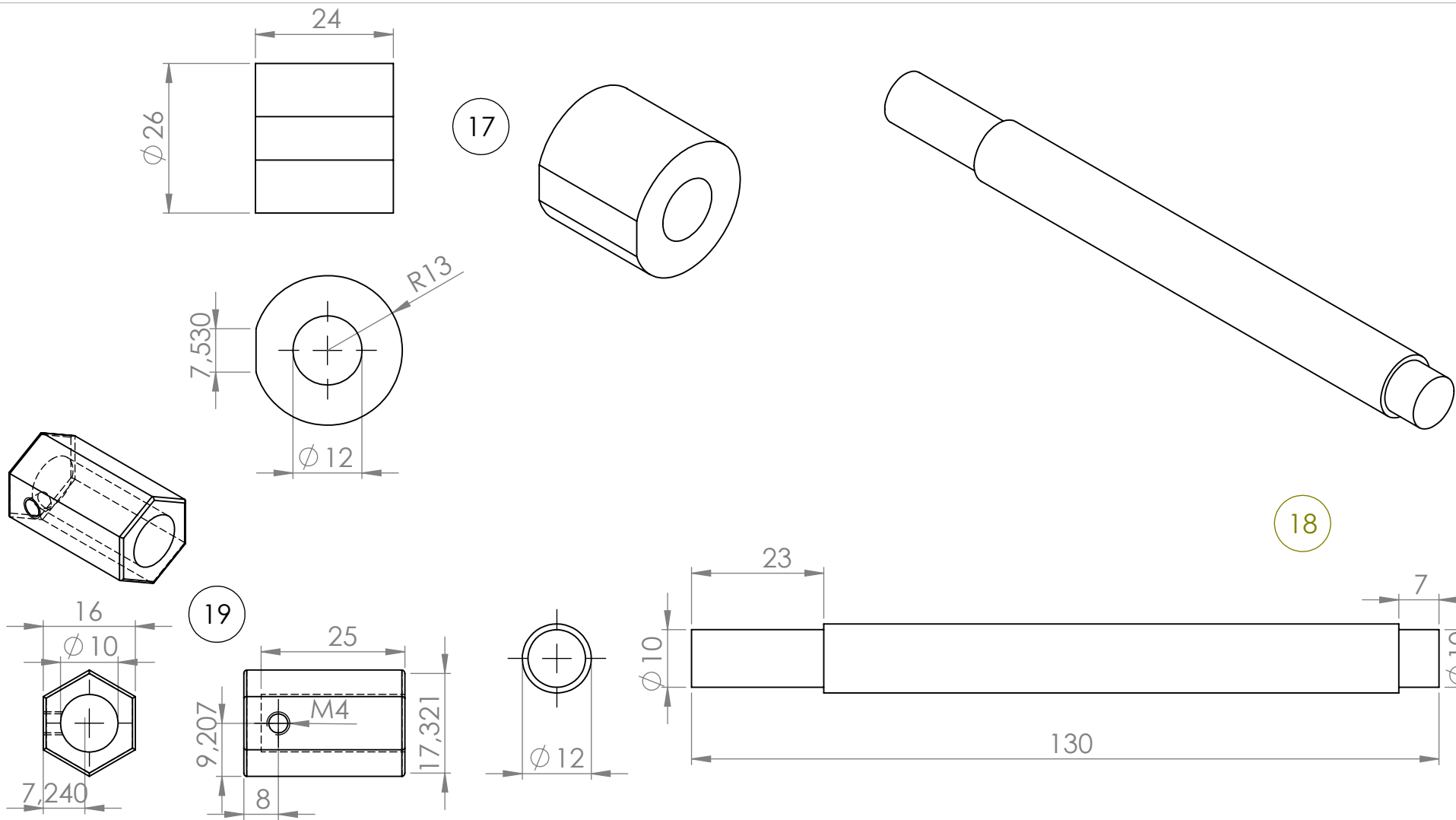
Benaming:

Kopse kant Q-hoek

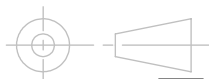
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

ezwings -
technologie



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 20

Bestand: 20. Trapezium as

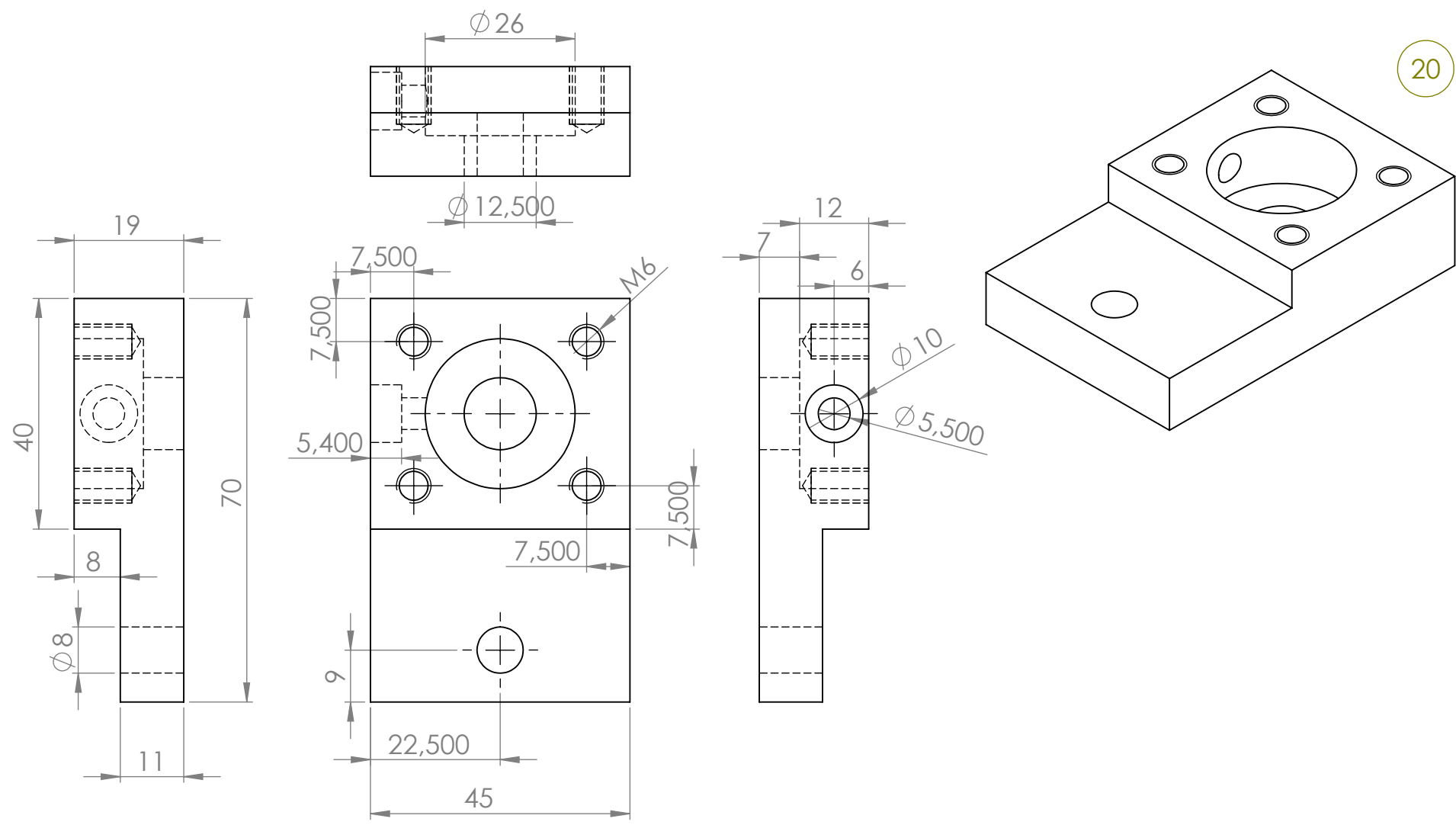
Benaming:

Trapezium as

A4

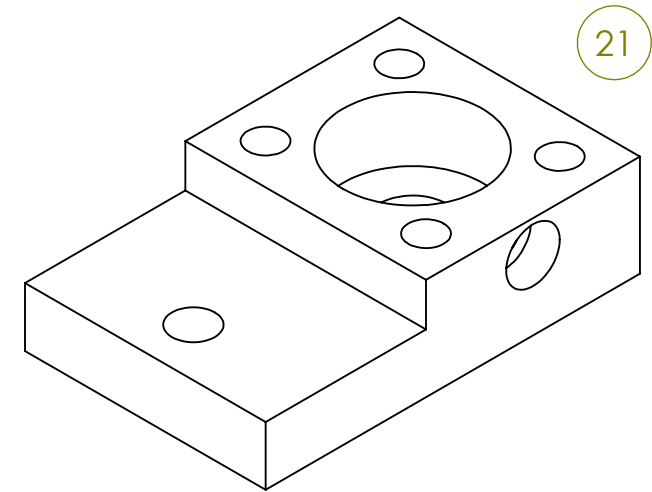
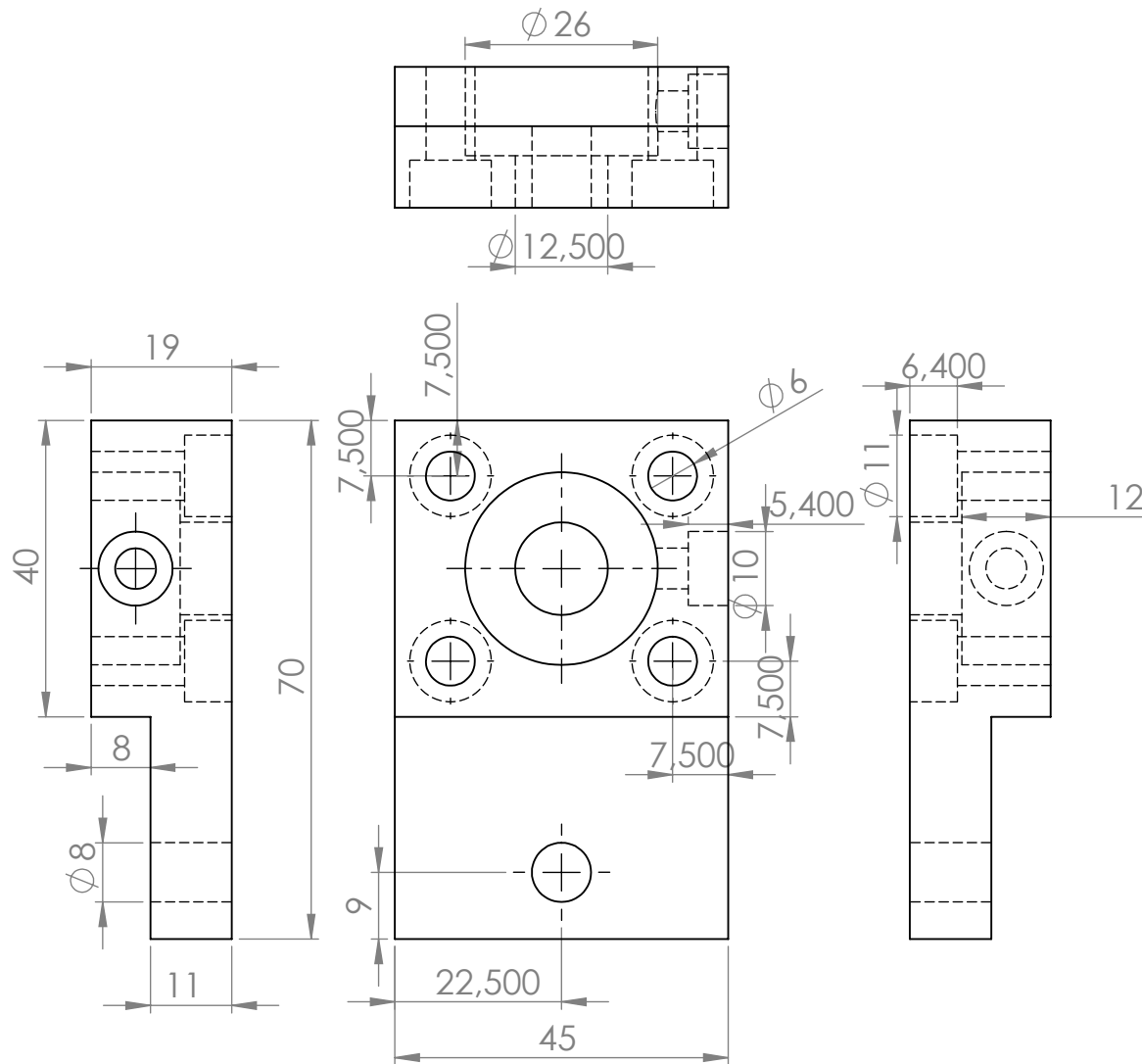
SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

ezwings -
technologie

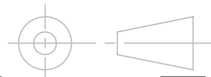


Amerikaanse projectie. 	Schaal 1:1	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch	
	Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim	
HAAGSE HOGESCHOOL van Weening - technologie	Datum : 14-6-2011	Opmerking:	
	Opdracht/project: Patluxsim	Tek.nr. 21	Bestand: 21. Spindel moerzijde
Benaming: Spindel Q-hoek moerzijde			A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 22

Bestand: 22. Spindel boutzijde

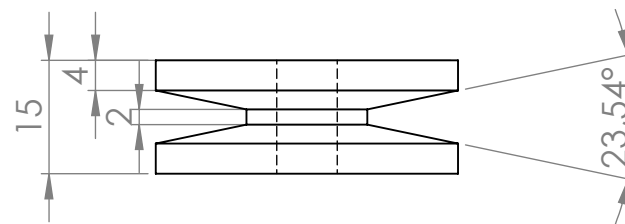
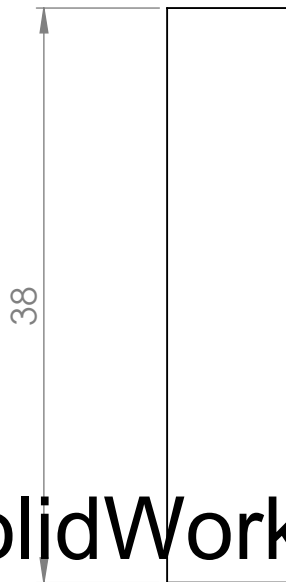
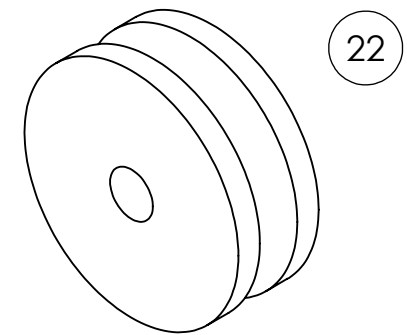
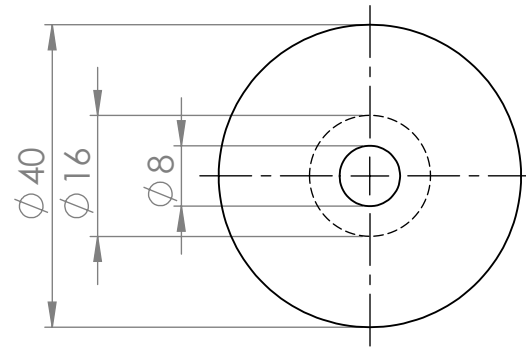
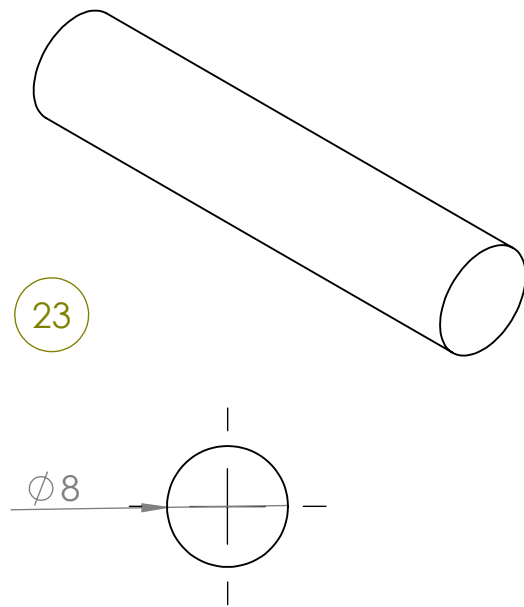
Benaming:

Spindel Q-hoek boutzijde

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

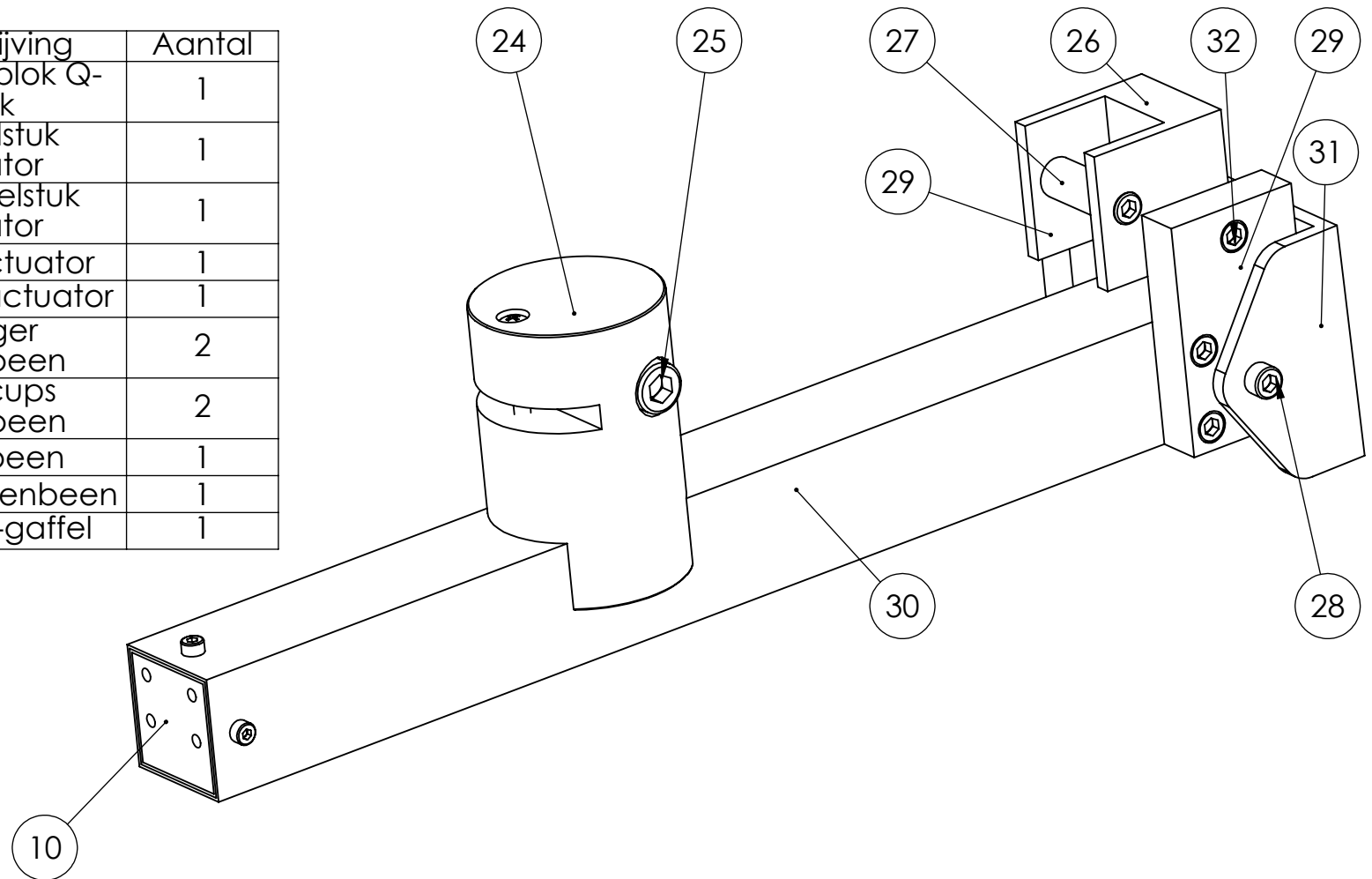
teaching -
technologie



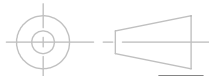
Amerikaanse projectie. 	Schaal 2:1	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch	
	Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim	
HAAGSE HOGESCHOOL 	Datum : 14-6-2011	Opmerking:	
	Opdracht/project: Patluxsim	Tek.nr. 23	
Benaming: Verstelwiel Q-hoek verstelling		Bestand: 23. Verstelwiel	
A4			

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

Item nr.	Omschrijving	Aantal
10	Montageblok Q-hoek	1
24	Koppelstuk actuator	1
25	As koppelstuk actuator	1
26	Gaffel actuator	1
27	As gaffel actuator	1
28	As lager bovenbeen	2
29	Lagercups bovenbeen	2
30	Bovenbeen	1
31	Gaffel bovenbeen	1
32	As gaffel-gaffel	1



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:5

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:
Patluxsim

Tek.nr. 24

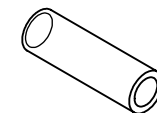
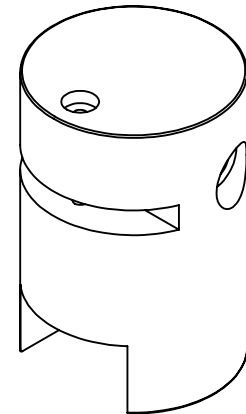
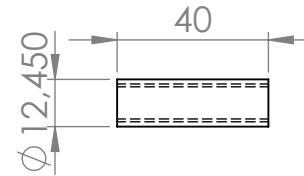
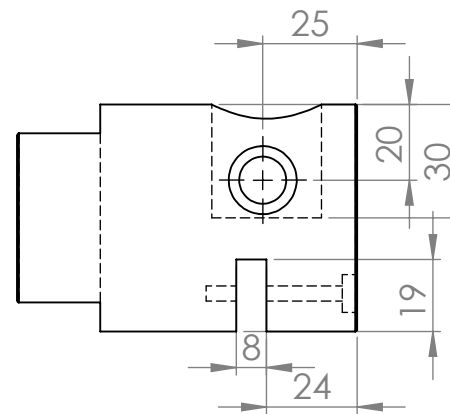
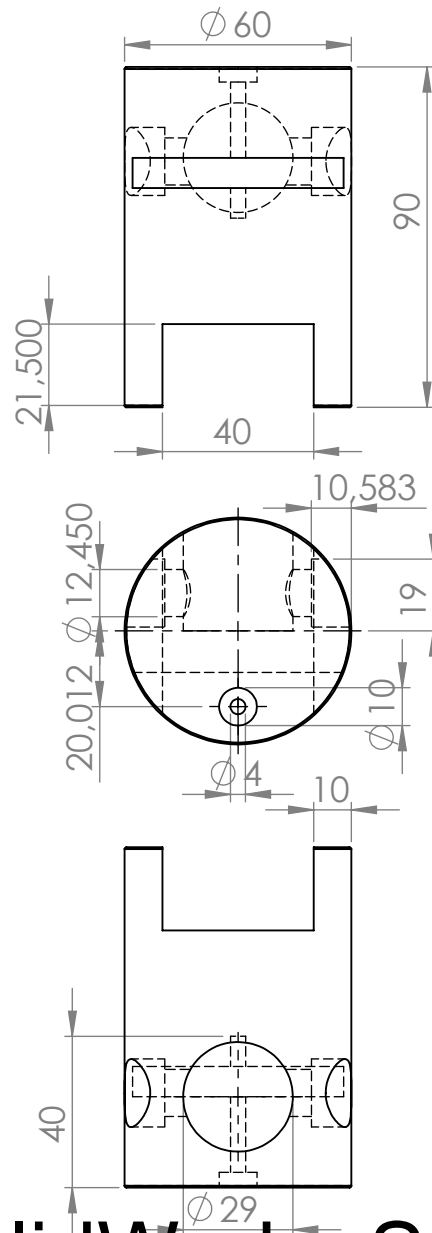
Bestand: 24. Bovenbeen over

Benaming: Bovenbeen overzicht

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

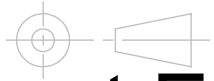




24

25

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:2

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Benaming:

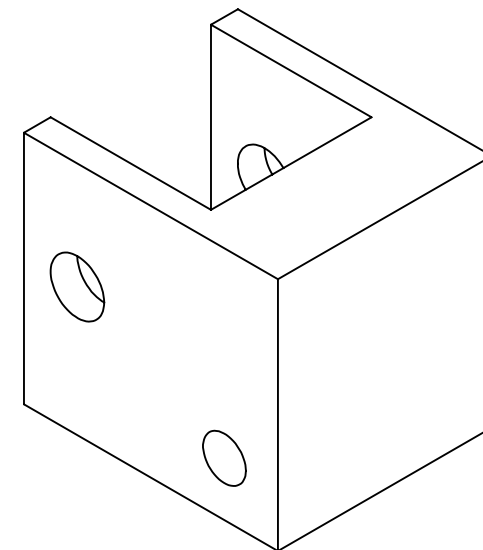
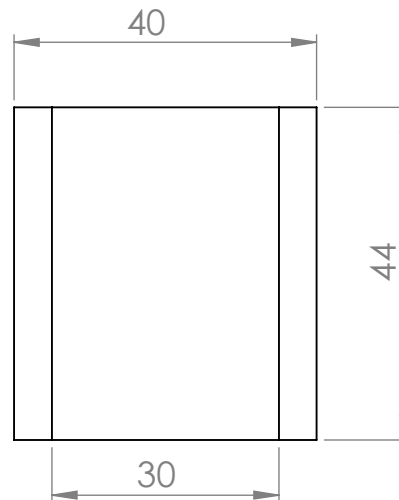
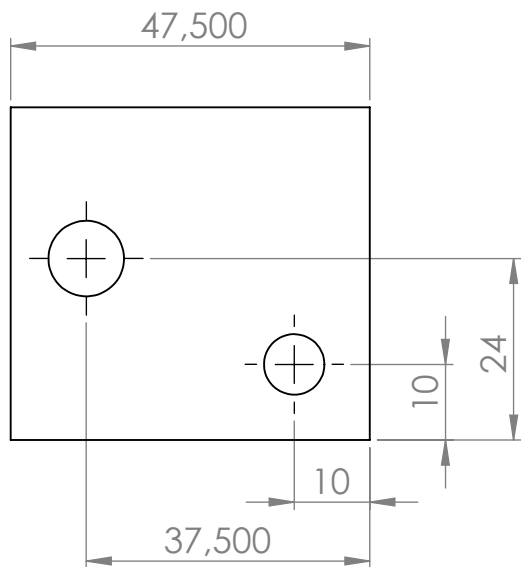
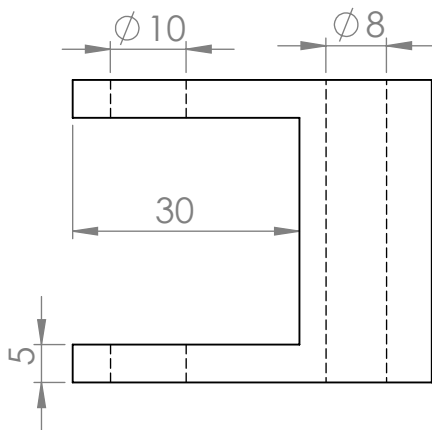
Koppelstuk actuator

Tek.nr. 25

Bestand: 25. Koppelstuk actuator

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.



26

Amerikaanse projectie.



Schaal 1:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 26

Bestand: 26. Gaffel actuator

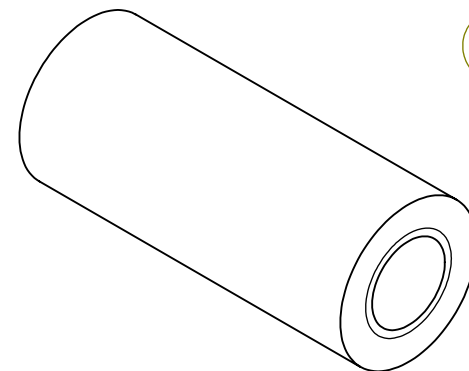
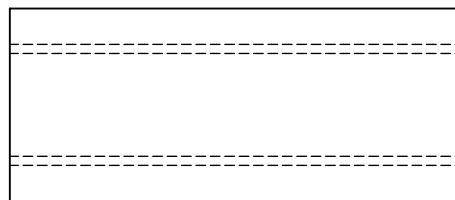
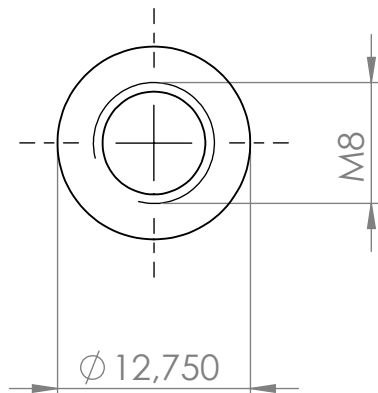
Benaming:

Gaffel actuator

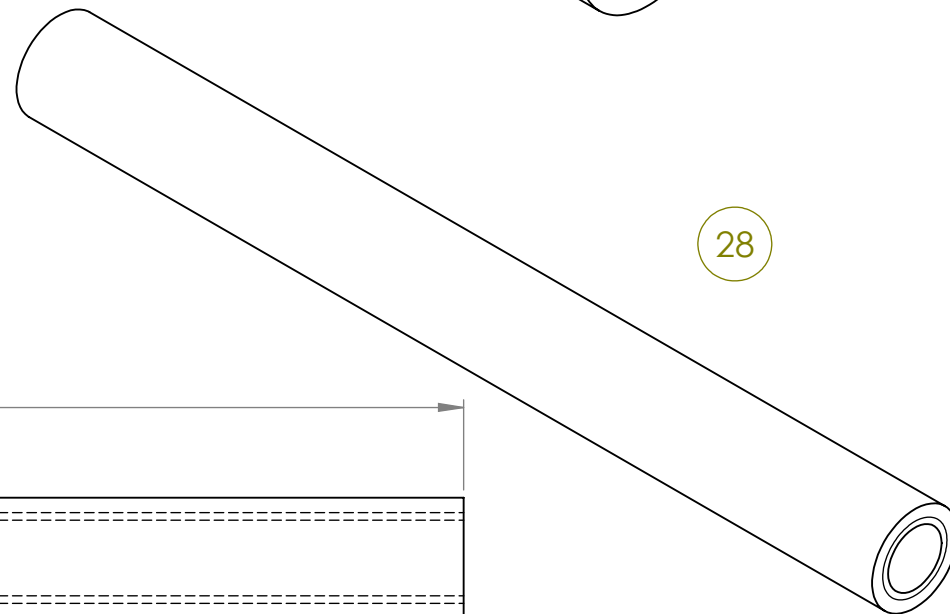
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

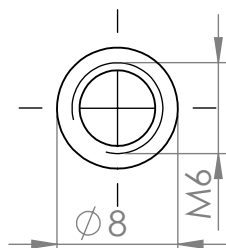
ezwings -
technologie



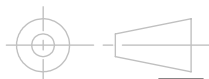
27



28



Amerikaanse projectie.



Schaal 2:1

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:
Patluxsim

Tek.nr. 27

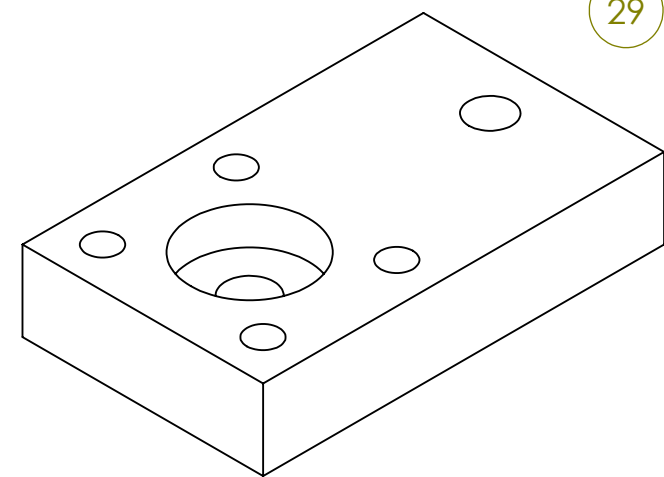
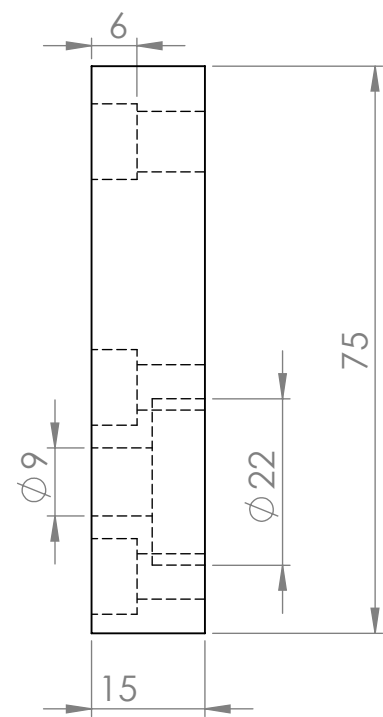
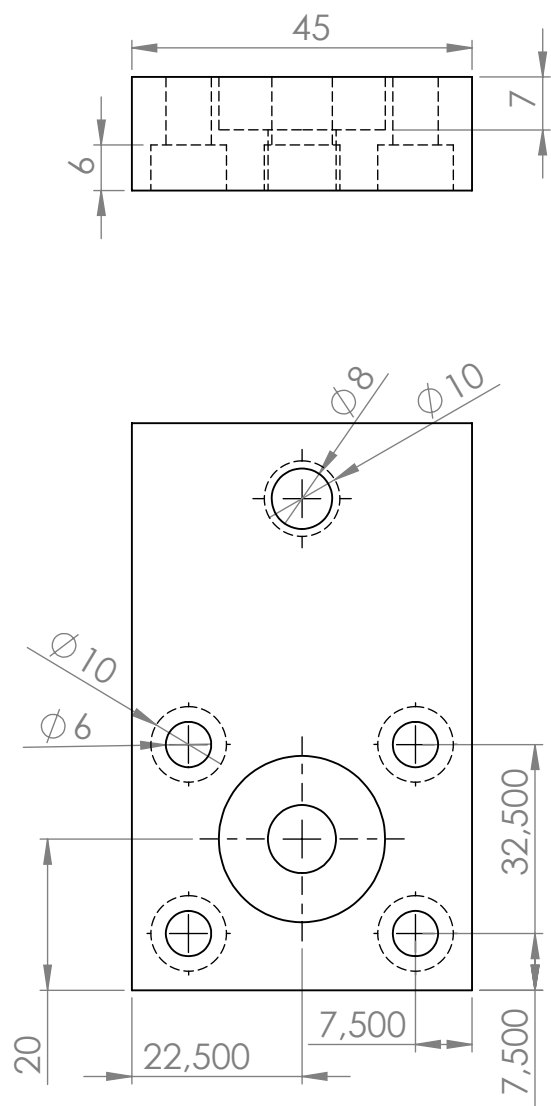
Bestand: 27. As gaffel actuat

Benaming: As lagers been

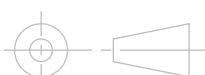
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.

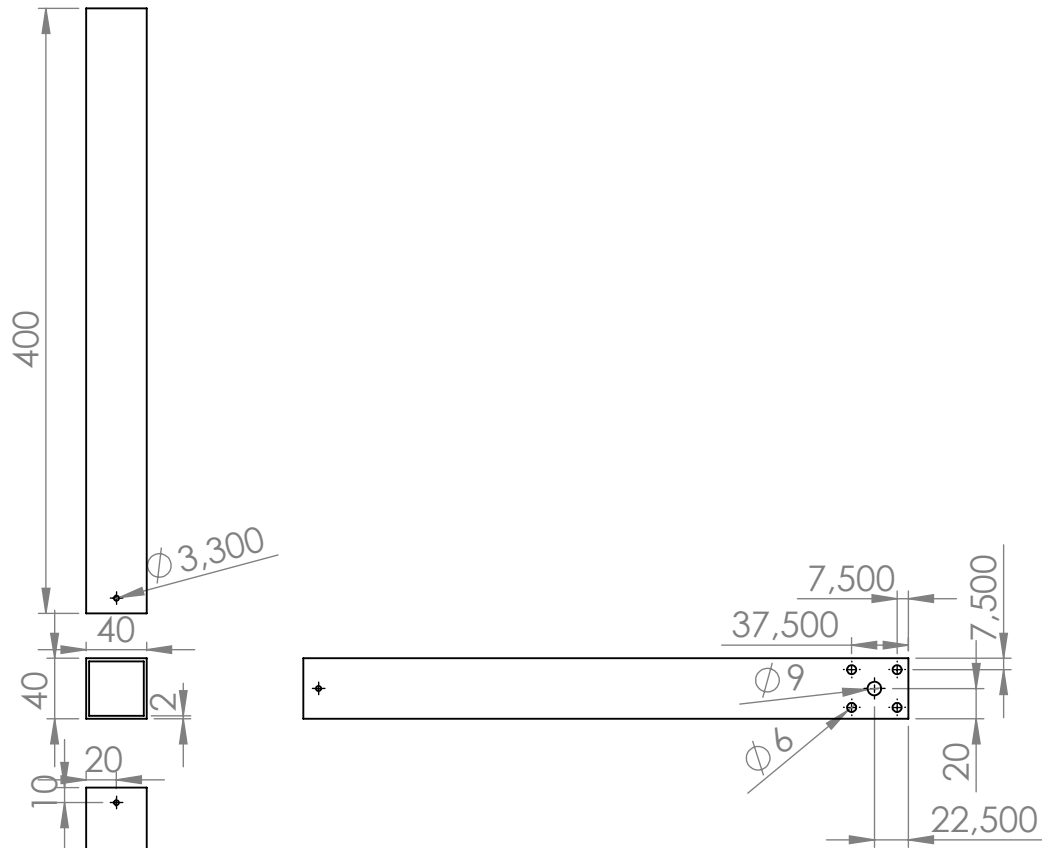
ezwings -
technologie



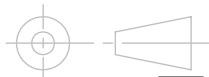
29

	Amerikaanse projectie.	Schaal 1:1	Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch		
		Maateenheid :mm	ID-Code: Patluxsim		
		Datum : 14-6-2011	Opmerking:		
 HOGESCHOOL van Amsterdam technologies - technologie	Opdracht/project: Patluxsim		Tek.nr. 28		
			Bestand: 28. Lagercup		
	Benaming: Lagercup bovenbeen		A4		

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:5

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 29

Bestand: 29. Bovenbeen

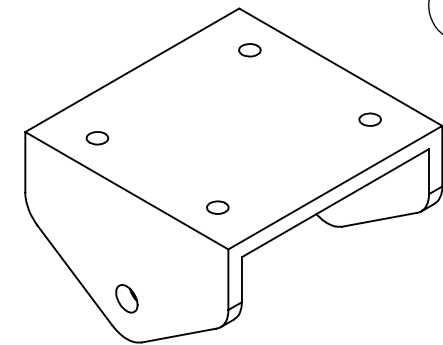
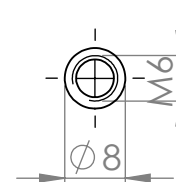
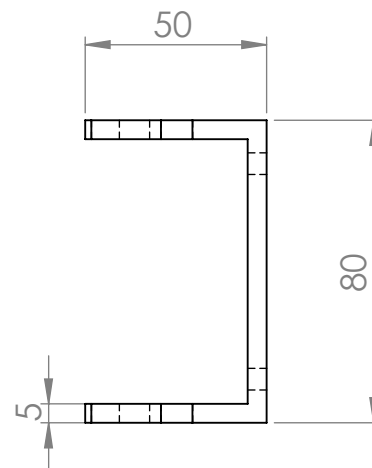
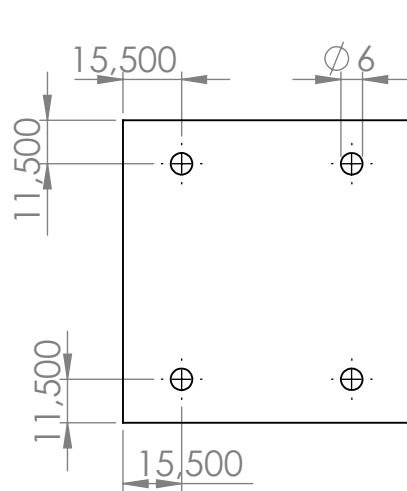
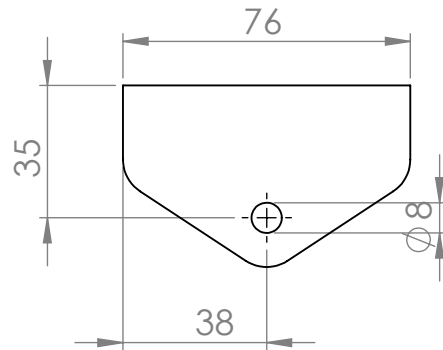
Benaming:

Bovenbeen

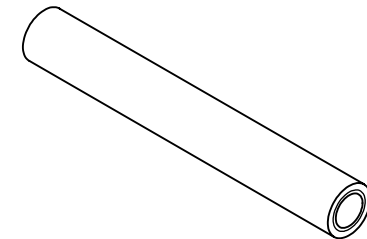
A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

ezwings -
technologie

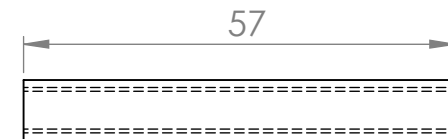


31

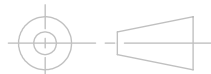


32

Schaal: 1:1



Amerikaanse projectie.



Schaal 1:2

Maateenheid :mm

Datum : 14-6-2011

HAAGSE HOGESCHOOL

Naam: Roel Bioch, Martijn Mensch

ID-Code: Patluxsim

Opmerking:

Opdracht/project:

Patluxsim

Tek.nr. 30

Bestand: 30. Gaffel boven

Benaming:

Gaffel boven

A4

SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only

ezwings -
technologie