

# Uit de losse pols

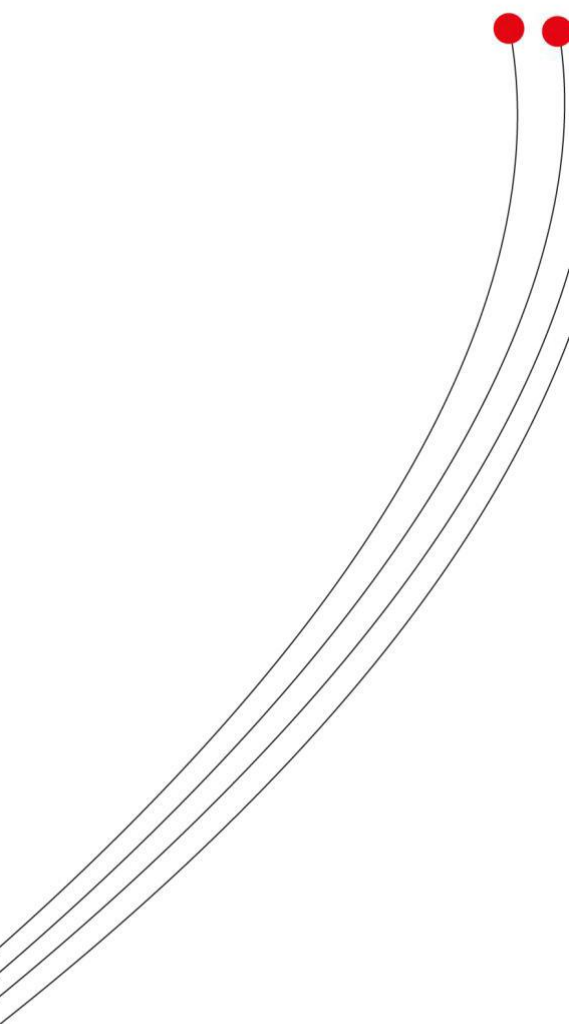
Boudewijn van den Berg

Marlijn van Erk

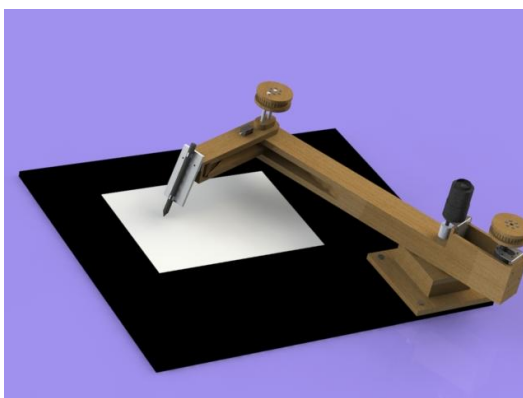
Tino Kerkhof

Ralph Oosterveld

Stanislav Paul



UNIVERSITEIT TWENTE.



## INHOUD

Fase 1 – Probleemdefinitie .....	5
Inleiding .....	5
Duchenne Musculaire Dystrophie .....	5
Therapie.....	5
Elektromyografie (EMG) .....	6
Probleemstelling.....	6
Bestaande ontwerpen .....	6
Hardware .....	7
Aansturing .....	7
EMG .....	7
Tekenen .....	7
Fase 2 – Functieanalyse.....	8
Belanghebbenden .....	8
Opdrachtgever (secundair).....	8
Onderzoeker / ontwerper (secundair) .....	8
Eisen onderzoeker/ontwerper: .....	8
Ouders / Verzorgers / Therapeut (secundair) .....	8
Eisen ouders/verzorgers/therapeut.....	9
Patiënt (primair) .....	9
Eisen patiënt.....	9
Handelaren (secundair) .....	9
Eisen handelaar .....	9
Reparateur (secundair).....	9
Eisen reparateur .....	9
Verzekeraar (secundair) .....	10
Eisen verzekeraar .....	10
Functies van het ontwerp.....	10
Pen vasthouden.....	10
‘Pen’ op papier zetten/houden .....	10
‘Pen’ bewegen .....	10
Beweging aansturen .....	10
Opstelling vastzetten aan de vaste wereld .....	10
Aansturing regelen .....	10
EMG verwerken.....	11
EMG versterken.....	11

EMG filteren .....	11
EMG meten.....	11
Interactie met patiënt via EMG .....	11
Programma van Eisen .....	11
Opdrachtgever .....	11
Wensen:.....	12
Onderzoeker/ontwerper: .....	12
Ouders/Verzorgers/Therapeut:.....	12
Wensen:.....	12
Patiënt .....	13
Wensen:.....	13
Handelaar .....	13
Reparateur.....	13
Verzekeraar .....	13
Fase 3 - Ontwerp .....	14
Conceptgeneratie .....	14
Morfologisch schema .....	14
Bewegingen .....	14
Concept één, RotaRota.....	16
Concept twee, RotaTrans .....	16
Concept drie, TransRota .....	17
Concept vier, TransTrans.....	17
Conceptkeuze beweging .....	18
Het eindontwerp .....	19
Terugkoppeling PvE.....	19
Fase 4 Modelling .....	20
Inleiding .....	20
Dynamisch model .....	20
Input .....	20
PD Controller .....	22
Bepaling PD controller gains .....	22
Actuatoren.....	24
Plant.....	24
EMG signaalverwerking en robotaansturing.....	26
Concepten signaalaansturing .....	26
Robotaansturing.....	26

Wiskundige verwerking EMG .....	27
Vergelijk aansturingsconcepten .....	28
EMG spieren .....	28
Het beste aansturingsconcept.....	29
Fase 5 - Realisatie .....	30
Inleiding .....	30
Mechanisch model .....	30
Aansturing .....	31
Finetunen opstelling: veren.....	31
Instellen K-waardes .....	31
Kallibratie.....	31
Tests .....	32
Fase 6 - Evaluatie .....	34
Verbeterpunten.....	34
Onzekerheden voor realisatie .....	34
Behalen van de eisen.....	35
Referenties .....	36
Appendix.....	39
Appendix A: Conceptgeneratie.....	39
Morfologisch schema .....	39
Concepten van subfuncties afwegen .....	39
Subfunctie: schrijfinstrument.....	39
Subfunctie: Bevestiging schrijfinstrument : .....	40
Subfunctie: Regulering van druk van schrijfinstrument op papier .....	40
Subfunctie: beweging produceren .....	41
Subfunctie: beweging uitvoering met behulp van .....	43
Subfunctie: beweging .....	44
subfunctie: beweging regelen .....	44
Subfunctie: communicatie .....	45
Subfunctie: Materialen.....	46
Appendix B: PvE per concept .....	47
Appendix C: Modelleren ontwerp in Matlab en Simulink .....	49
Model Parameters.....	49
Input .....	49
Verwerking in het model .....	49

## FASE 1 – PROBLEEMDEFINITIE

### Inleiding

Duchenne is een degeneratieve spierziekte die vooral bij jonge jongens voorkomt. Door deze ziekte komen zij uiteindelijk in een rolstoel terecht en kunnen zij ook hun armen nog maar moeizaam bewegen. In het tijdsbestek van tien weken, één kwartiel, wordt er met dit project een hulpmiddel bedacht, waardoor ook zij met EMG-signalen en een tekenrobot weer hun eigen tekening kunnen maken.

### Duchenne Musculaire Dystrophie

Duchenne Musculaire Dystrophie (DMD) is een ziekte die gekenmerkt wordt door spierafname gedurende de ziekte tot de dood erop volgt. Naast fysieke klachten door spierzwakte komt ook vaak mentale beperking bij patiënten voor. Van de patiënten heeft 33% een intelligentiequotiënt onder de 75. De ziekte wordt veroorzaakt door een afwijking op het X-chromosoom, waardoor de ziekte vooral onder jongens voorkomt. Deze afwijking op het X-chromosoom leidt ertoe dat het DGC eiwit niet meer correct in de cellen geproduceerd kan worden. Dit eiwit is een essentieel onderdeel van het actine cytoskelet in spiervezels en de extracellulaire matrix. Hierdoor worden de spieren in toenemende mate zwakker [1].

Onder de jongens die geboren worden heeft 1 op de 3500 Duchenne terwijl onder de meisjes die geboren worden slechts 1 op de 50.000 Duchenne heeft [2]. In Nederland zijn er dus enkele duizenden Duchenne patiënten en van deze patiënten zal slecht 58% twintig jaar worden en het grootste gedeelte zal de dertig niet halen [3].

Duchenne valt vaak het eerste op bij een jonge patiënt door de vreemde manier van opstaan van de grond. De eerste klacht van de ziekte is vaak de vreemde manier van lopen op de voorvoet die veroorzaakt wordt door de ziekte. Er vindt bij de patiënten vervolgens een lineaire degressie van de spiersterkte plaats, waardoor rond het negende levensjaar een rolstoel noodzakelijk wordt. De ziekte zet zich voort in krachtverlies in de romp wat vaak leidt tot scoliose. Van de patiënten van 9 jaar laat tevens 59% al tekenen van zwakte van het hart zien. Daarnaast wordt in een later stadium van de ziekte kunstmatige beademing nodig omdat de patiënten daar zelf niet meer genoeg kracht voor hebben. Met behulp van deze beademing ligt de gemiddelde sterfteleeftijd op 25 jaar [1].

### Therapie

Er zijn meerdere mogelijkheden om mensen met DMD te helpen in vorm van therapieën. Er bestaan hierbij verschillende categorieën van therapieën. Een voorbeeld van een categorie is een categorie waarbij de patiënten bepaalde bewegingen en oefeningen uitvoeren voor verschillende lichaamsdelen om de spieractiviteit zolang mogelijk te behouden. Bij een andere categorie wordt door gentherapie geprobeerd het defecte gen te genezen of te vervangen. Er bestaan ook medicijnen en apparaten die het functioneren van organen en lichaamsdelen van de patiënten verbeteren of ondersteunen. Als medicijn wordt bijvoorbeeld sildenafil (Viagra) gebruikt vanwege de cardio-protectieve effecten. Dit medicijn ontspant de bloedvaten waardoor het bloed gemakkelijker getransporteerd wordt.[4]

Bij de virale gentherapie worden gemanipuleerde virussen of virale vectoren naar cellen gestuurd, waarbij met behulp van hun erfelijke informatie het defecte gen door een gezond gen vervangen

wordt. Een groot nadeel van deze therapie is dat het immuunsysteem door de virussen geactiveerd wordt. Ook kunnen niet geactiveerde genen in het lichaam actief worden en kan kanker ontstaan. Daardoor zijn deze therapiën voor patiënten gevaarlijk. Deze therapie biedt vele mogelijkheden maar er moet nog veel onderzoek naar virale vectoren en de reactie van het immuunsysteem gedaan worden.[5]

Een andere mogelijkheid voor therapie is om de hoeveelheid Utrofine eiwit bij de DMD patiënten te laten stijgen. Utrofine is met het dystrofine eiwit verwant en kan de taken van de dystrofine overnemen. Utrofine bezit nog een heel belangrijke eigenschap voor de DMD patiënten, deze beschermt de spieren tegen dystrofische degeneratie. Utrofine is echter niet met het sarcolemma verbonden waardoor de bloedstroom niet naar de spieren gereguleerd kan worden. Hierdoor zullen niet alle metabolische processen voldoende stoffen krijgen. Het is nog onbekend wat de invloed hiervan zou zijn. [5]

### Elektromyografie (EMG)

Spieren worden geactiveerd door elektrische pulsen van de zenuwen. Deze pulsen zijn te meten met elektromyografie (EMG) [6]. V. T. Ramaekers et al. hebben in een klinische studie aangetoond dat het EMG signaal van patiënten met Duchenne een abnormaal lage amplitude te meten is [7]. A. Priez et al. hebben een methode gemaakt die de mate van Duchenne kwantificeert aan de hand van het EMG signaal [8]. Onlangs is vastgesteld, dat er nog EMG bij een man van 36 met de ziekte van Duchenne te meten was in de biceps en de triceps [9].

### Probleemstelling

Een patiënt met Duchenne spierdystrofie wil kunnen tekenen, maar kan dit niet vanwege de motorische beperkingen die zijn opgelegd door zijn ziekte. Deze motorische beperkingen worden veroorzaakt door afname van het actine cytoskelet waardoor de spieren verzwakken met een lineaire progressie van de verzwakking gedurende de ziekte. De ziekte treedt echter niet bij alle spieren in gelijke mate op waardoor de bovenarmen van een patiënt eerder verzwakt zijn dan de onderarmen en handen. Hierdoor kunnen patiënten met Duchenne in een later stadium nog wel de handen, maar niet meer de armen bewegen [1]. Dit maakt het voor deze patiënten onmogelijk om nog te tekenen of te schrijven, terwijl dit een belangrijke manier van zelfexpressie voor ze zou kunnen zijn. Er zijn nog wel EMG signalen in de bovenarmen van de patiënt meetbaar [9]. Om de patiënt te helpen tekenen moet een apparaat gemaakt worden die in 2-dimensionaal vlak al dan niet kromme lijnen kan trekken. Dit apparaat mag echter, behalve het contact via EMG elektrodes, geen fysieke interactie met de patiënt maken. Daarom moet er ook een methode worden bedacht, om het apparaat aan te sturen met behulp van de EMG signalen van de patiënt.

### Bestaande ontwerpen

Het tekenapparaat kan worden omschreven als een ontwerp dat met behulp van EMG op afstand een voorwerp laat bewegen in het 2D-vlak. Ter voorbereiding zal naar overeenkomstige ontwerpen worden gezocht. Zo zijn onder het kinderspeelgoed een aantal toepassingen te benoemen waarbij een voorwerp op afstand in een 2D-vlak wordt bewogen. Bekend voorbeeld zijn elektrisch bestuurbare autootjes of de mechanische Etch-a-Sketch-applicatie (figuur 1).



*Fig. 1 Een voorbeeld van een bestuurbare auto en de Etch-a-Sketch-applicatie*

Henri Maillardet heeft rond 1800 een schrijfauto ontwikkeld die de voorgeprogrammeerde tekeningen en teksten automatisch op kan schrijven [9]. Het te ontwerpen model zal ditzelfde moeten kunnen met een, niet voorgeprogrammeerde, actieve EMG-aansturing.

Er zijn een aantal technologische ontwikkelingen bekend, waarbij een voorwerp op afstand bestuurd kan worden met behulp van EMG. Zo is Microsoft begonnen met de ontwikkeling van een draagbare EMG-gebaseerde controller voor computer of smartphone [10], is er onderzoek gedaan naar een EMG-bestuurde rolstoel [11], kan EMG worden toegepast in videogames [12] en hebben M. Gauthaam en S. Sathisch Kamur een bionische arm gemaakt, die door EMG aangestuurd wordt, voor mensen met een geamputeerde arm [13]. Omdat er EMG gemeten kan worden bij patiënten met Duchenne[9], kan EMG ook hier toegepast worden om het apparaat aan te sturen.

### **Hardware**

Met dit project worden er enkele EMG-signalen van de arm gemeten. Daarna worden deze gegevens verwerkt en daarmee moet een pen of potlood aangestuurd worden. Om dit te realiseren zijn er een aantal hardware-onderdelen beschikbaar gesteld.

#### **Aansturing**

Het hoofdbord, Freedom Board FRDM-KL25Z [14], is een bord gebaseerd op de ARM® Cortex™-M0+ processor [15]. En is via een mini-USB connectie aan te sluiten aan de computer. Het bord is mbed [16] enabled, hierbij wordt voor het programmeren gebruik gemaakt van de online gratis mbed compiler[17]. Verder is dit bordje compatibel met de Arduino R3 [18] uitbreidingsborden.

#### **EMG**

De Olimex EMG Shield [19] is een uitbreidingsbord voor de Arduino. Dit kan bovenop de Arduino worden geplaatst. Hiermee kunnen EMG signalen worden gemeten. Hiervoor wordt gebruik gemaakt van de bijbehorende kabel. Het gemeten signaal wordt analoog naar het aansturendbord gestuurd.

#### **Tekenen**

Om de bewegingen voor het tekenen te maken, worden motoren gebruikt. Hierbij is er een keuze tussen een Adafruit Motorshield [20] kit en een Arduino Motor Shield [21] met losse motoren van Pololu [22]. Dit zijn beiden borden die op de Arduino gezet kunnen worden, alleen bij de kit worden 5 aparte motoren geleverd.

## FASE 2 – FUNCTIEANALYSE

Om alle belangen in overweging te nemen bij het ontwerpen van het apparaat is een lijst opgesteld van belanghebbenden en hun belangen. Uit de globale belangen per belanghebbende zijn specifieke belangen opgesteld en deze zijn, samen met de functies van het ontwerp, basis geweest voor het programma van eisen voor het te ontwerpen apparaat.

### Belanghebbenden

#### *Opdrachtgever (secundair)*

De opdrachtgever wil dat een ontwerp gemaakt wordt dat voldoet aan de eisen die zijn vastgesteld in de kwartielhandleiding.

#### *Eisen opdrachtgever [9]*

- Het ontwerp moet een persoon met de ziekte van Duchenne kunnen laten tekenen op een A4-papier dat vastligt aan de tafel.
- Het ontwerp moet betaalbaar zijn.
- Het ontwerp mag geen fysieke interactie met de patiënt hebben, met uitzondering van de EMG elektrodes.
- Het ontwerp mag alleen gestuurd worden op basis van verwerkte EMG signalen.
- Het bereik van het apparaat moet één A4-tje zijn.
- Het ontwerp mag alleen op een 150 mm bij 150 mm vlak contact hebben met de tafel.
- De te gebruiken onderdelen van het ontwerp moeten goedkoop en snel leverbaar zijn of gemakkelijk zelf gemaakt kunnen worden.
- Het ontwerp moet in staat zijn alle bewegingen in een 2D vlak vloeiend te maken.

#### *Wensen:*

- De stift moet mechanisch van het papier afgehaald kunnen worden (3D bewegingen).

#### *Onderzoeker / ontwerper (secundair)*

De ontwerper en onderzoeker willen in de afgesproken tijd aan zoveel mogelijk eisen van de opdrachtgever en de patiënt voldoen.

#### *Eisen onderzoeker/ontwerper:*

- Het ontwerp moet met de kennis van een begin 3<sup>e</sup> jaars BMTer te ontwerpen zijn.
- In 8 weken moeten het prototype af zijn en de eerste ronde van tests hebben ondergaan.
- In 10 weken moet het ontwerp af zijn.
- De gebruikte materialen moeten voor handen zijn.

#### *Ouders / Verzorgers / Therapeut (secundair)*

De ouders / verzorgers van de patiënt willen dat de patiënt weer plezier kan hebben in het tekenen, en dat hij dit zelfstandig kan doen. Zij willen ook dat, in geval van calamiteiten of wanneer de patiënt hulp nodig heeft, zij snel en zonder gevaar in de buurt van de patiënt kunnen komen. Wanneer de patiënt gebruik wil maken van dit systeem willen ze een niet te grote afstand overbruggen. Ze willen bij voorkeur het apparaat thuis gebruiken.

De therapeut wil een systeem dat gemakkelijk en snel is op te zetten voor de patiënt. Verder moet het apparaat wanneer het niet gebruikt wordt aan de kant willen zetten, zodat er andere oefeningen met de patiënt kunnen worden gedaan. Het apparaat moet de patiënt helpen omgaan met zijn ziekte.



### *Eisen ouders/verzorgers/therapeut*

- De patiënt mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.
- Het ontwerp mag niet meer ruimte innemen dan de grootte van een half bureau.
- Het ontwerp moet, als het niet gebruikt wordt, op te bergen zijn.
- De patiënt moet bereikbaar blijven voor omstanders, wanneer deze het ontwerp gebruikt.
- Het ontwerp moet gebruikt kunnen worden door rolstoelgebruikers.
- Het ontwerp moet zeer weinig onderhoud vereisen.
- De patiënt moet zelfstandig gebruik kunnen maken van het apparaat.
- Het ontwerp moet draagbaar zijn.

### *Wensen:*

- Het ontwerp moet draadloos zijn.
- Het ontwerp mag niet meer wegen dan 5 kilo.

### *Patiënt (primair)*

De patiënt is vaak een jonge jongen, die door zijn ziekte in een rolstoel en soms zelfs aan de beademing zit. De patiënt wil zelf thuis kunnen tekenen en schrijven, zonder dat hij zijn arm in beweging moet zetten, omdat dit niet meer mogelijk is.

### *Eisen patiënt*

- De patiënt mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.
- Het ontwerp mag er niet angstaanjagend uitzien.
- Fysiek beperkte mensen moeten gebruik kunnen maken van het ontwerp.
- Het ontwerp moet snel in gebruik te nemen zijn.
- Het gebruiken van het apparaat mag geen fysieke moeite kosten.
- De patiënt mag in geval van calamiteiten geen hinder ondervinden van het ontwerp.
- Het ontwerp moet de hulpapparatuur van een DMD-patiënt niet belemmeren.
- Het ontwerp mag de degeneratie van de spieren niet versterken.

### *Wensen:*

- Het ontwerp moet verschillende kleuren kunnen produceren.

### *Handelaren (secundair)*

De handelaar heeft vernieuwende apparatuur nodig om deze op de markt te kunnen brengen. Aan deze apparatuur wil de handelaar geld verdienen.

### *Eisen handelaar*

- In verpakte vorm moet het ontwerp klein en handzaam zijn.
- Losse onderdelen van het ontwerp moeten naleverbaar zijn.
- Het ontwerp moet (na doorontwikkeling) eenvoudig te produceren zijn

### *Reparateur (secundair)*

De reparateur wil een apparaat dat snel gerepareerd kan worden zonder een groot risico om bij de reparatie gewond te raken.

### *Eisen reparateur*

- Het apparaat moet snel te repareren zijn.
- Er moet weinig kennis nodig zijn om het apparaat te repareren.
- Het apparaat moet veilig te repareren zijn.

### *Verzekeraar (secundair)*

De verzekeraar wil geld verdienen aan een apparaat. Hij wil dat het apparaat zo min mogelijk geld voor hem kost. Verder wil de verzekeraar dat mensen die niet tot nauwelijks gebruik maken van het apparaat deze niet thuis krijgen.

### *Eisen verzekeraar*

- Het ontwerp moet met de zorgverzekeringspremie in 3 jaar afbetaald kunnen worden.
- Het ontwerp moet minder dan €100,- kosten.

## **Funcities van het ontwerp**

Het ontwerp zal aan een aantal kwantitatieve eisen moeten voldoen. Deze eisen worden hieronder gecategoriseerd aan de hand van de verschillende subfuncties van het apparaat.

### *Pen vasthouden*

- Een gegeven 'pen' moet in de opstelling worden vastgezet.
- De opwaartse kracht op de 'pen' door het vasthouden is gelijk tegengesteld aan de zwaartekracht op de pen.
- Het apparaat mag het schrijfinstrument niet beschadigen.

### *'Pen' op papier zetten/houden*

- De 'pen' moet op een hoogte gehouden worden, zodanig dat de punt het papier raakt maar niet beschadigd.
- Om pen in 3D te kunnen bewegen moet er een kracht op werken die groter dan de zwaartekracht is.

### *'Pen' bewegen*

- De pen moet minimaal beweegbaar zijn over het bereik van 1 A4 papier, het A4 papier ligt dwars op de tafel (landscape).
- De pen moet beweegbaar zijn in een vlak dat 50 mm horizontaal en 50 mm verticaal verwijderd is van de opstelling.
- Pen mag niet sneller dan 0.05 m/s bewegen op één moment.
- Pen moet sneller dan 0.001 m/s kunnen bewegen.

### *Beweging aansturen*

- De aansturing moet de instructies vanuit de controller uitvoeren met een nauwkeurigheid van minimaal 70%.

### *Opstelling vastzetten aan de vaste wereld*

- Het bevestigde frame van de opstelling moet rechtop kunnen staan bij een moment van 15 Nm.
- Het bevestigde frame van de opstelling moet statisch aan de tafel bevestigd blijven bij een trekkracht van 100N.
- Het bevestigde frame van de opstelling moet statisch aan de tafel bevestigd blijven bij een drukkracht van 200N.
- De bevestiging mag niet meer dan 150 bij 150 mm aan ruimte in beslag nemen op de tafel.
- De bevestiging bevindt zich op 50 bij 50 mm van de zuidoostelijke hoek van het papier.

### *Aansturing regelen*

- Het systeem moet worden aangestuurd door het plaatselijke bordje met processor.

### *EMG verwerken*

- Er moet in de EMG signalen onderscheid gemaakt worden tussen 4-6 bewegingen.

### *EMG versterken*

- Het EMG signaal moet dusdanig gefilterd worden dat er een verschil te zien is tijdens aanspannen en onspannen van de spier.

### *EMG filteren*

- De frequenties 0 Hz tot 20 Hz moeten weggefilterd zijn. [23]

### *EMG meten*

- De EMG moet van minimaal 2 spieren gemeten worden.
- De EMG mag van maximaal 4 spieren gemeten worden.

### *Interactie met patiënt via EMG*

- De benodigde EMG metingen moeten met maximaal elektroden op de patiënt gemaakt worden.

## **Programma van Eisen**

Uit de hierboven beschreven eisen en wensen van de belanghebbenden en de functies van het ontwerp, kan het programma van eisen worden samengesteld. Hierin staan de eisen beschreven die aan het apparaat worden gesteld en waaraan het apparaat getoetst zal worden. De weging van de eis wordt beschreven in een range van 1-5, waarin 5 belangrijk is en een weging van 1 aangeeft dat een eis minder zwaar meeweegt in het ontwerpproces.

1      2      3      4      5

### *Opdrachtgever*

- |   |  |  |   |   |   |
|---|--|--|---|---|---|
| - Het ontwerp moet aan te sturen zijn door een persoon met de ziekte van Duchenne.                            |  |  |   |   | * |
| - Het bereik van het ontwerp moet uit een minimum bereik van een A4-papier beslaan.                           |  |  |   |   | * |
| - Het ontwerp moet minimaal kunnen tekenen in een vlak ter grote van een A4-papier dat vastligt aan de tafel. |  |  |   |   | * |
| - Het ontwerp mag niet meer dan €100,- kosten.  |  |  |   | * |   |
| - Het ontwerp mag geen fysieke interactie met de patiënt hebben, met uitzondering van de EMG elektrodes.      |  |  |   |   | * |
| - Het ontwerp mag alleen gestuurd worden op basis van verwerkte EMG signalen.                                 |  |  |   |   | * |
| - Het ontwerp mag alleen op een 150 mm bij 150 mm vlak contact hebben met de tafel.                           |  |  |   |   | * |
| - De bevestiging moet zich op 50 mm bij 50 mm van de zuidoostelijke hoek van het papier bevinden.             |  |  |   |   | * |
| - De te gebruiken onderdelen moeten voorradig zijn of gemakkelijk zelf gemaakt kunnen worden.                 |  |  | * |   |   |
| - Het ontwerp moet in staat zijn alle bewegingen in een 2D vlak vloeiend te maken.                            |  |  | * |   |   |
| - Het schrijfinstrument moet in de opstelling worden vastgezet, zonder dat deze beschadigd raakt.             |  |  |   |   | * |

	1	2	3	4	5
- Het schrijfinstrument moet het papier raken, maar mag het niet beschadigen.					*
- Het schrijfinstrument mag niet zodanig belast worden dat deze stuk gaat.					*
<i>Wensen:</i>					
- De stift moet mechanisch van het papier afgehaald kunnen worden. (3D bewegingen)		*			
<i>Onderzoeker/ontwerper:</i>					
- Het ontwerp moet met de kennis van een begin 3 <sup>e</sup> jaars BMter te ontwerpen zijn.					*
- In 8 weken moet het prototype af zijn en de eerste ronde test hebben ondergaan.			*		
- In 10 weken moeten het ontwerp af zijn.					*
- De materialen moeten voor handen zijn.			*		
- De snelheid van de beweging van de pen moet tussen de 0.001 en 0.05 m/s liggen				*	
- De opstelling moet een moment van 15 NM, een trekkracht van 100N en een drukkracht van 200N kunnen verdragen.				*	
- Het systeem moet worden aangestuurd door het plaatselijke bordje met processor.					*
- Er moet in de EMG signalen onderscheid gemaakt worden tussen 4-6 bewegingen.				*	
- Het EMG signaal moet dusdanig gefilterd worden dat er een verschil te zien is tijdens aanspannen en onspannen van de spier.					*
<i>Ouders/Verzorgers/Therapeut:</i>					
- De patiënt mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.					*
- Het ruimtelijk ontwerp mag niet meer ruimte innemen dan de grootte van een half bureau.				*	
- Het ontwerp moet, als het niet gebruikt wordt, op te bergen zijn.	*				
- De patiënt moet toegankelijk blijven voor ouders / verzorgers			*		
- Het ontwerp moet gebruikt kunnen worden door rolstoelgebruikers.				*	
- Het ontwerp moet zeer weinig onderhoud vereisen.		*			
- De patiënt moet zelfstandig gebruik kunnen maken van het apparaat.			*		
- Het ontwerp mag niet meer wegen dan 20 kilo.			*		
<i>Wensen:</i>					
- Het ontwerp moet, met uitzondering van de EMG-apparatuur, draadloos zijn.		*			
- Het ontwerp mag niet meer wegen dan 5 kilo.					*

	1	2	3	4	5
<b>Patiënt</b>					
- De patiënt mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.					*
- Het ontwerp mag er niet angstaanjagend uitzien.	*				
- Fysiek beperkte mensen moeten gebruik kunnen maken van het ontwerp				*	
- Het ontwerp moet snel in gebruik te nemen zijn		*			
- Het gebruiken van het apparaat mag geen fysieke moeite kosten			*		
- De patiënt moet in geval van calamiteiten geen hinder ondervinden van het ontwerp.					*
- Het ontwerp moet de essentiële hulpapparatuur van een Duchenne-patiënt niet belemmeren.					*
- Het ontwerp mag de degeneratie van de spieren niet versterken.			*		
- De aansturing moet een precisie hebben van minimaal 70%					*
<b>Wensen:</b>					
- Het ontwerp moet verschillende kleuren kunnen produceren	*				
<b>Handelaar</b>					
- In verpakte vorm moet het ontwerp klein en handzaam zijn.					*
- Losse onderdelen van het ontwerp moeten na leverbaar zijn.				*	
<b>Reparateur</b>					
- Het apparaat moet snel te repareren zijn	*				
- Er moet weinig kennis nodig zijn om het apparaat te repareren	*				
- Het apparaat moet toegankelijk zijn voor reparatie		*			
<b>Verzekeraar</b>					
- Het ontwerp moet met de zorgverzekeringspremie in 3 jaar afbetaald kunnen worden.			*		
- Het ontwerp moet minder dan €100,- kosten.				*	

Tabel 1: Programma van Eisen

## FASE 3 - ONTWERP

### Conceptgeneratie

#### Morfologisch schema

Met de opgestelde functies, kan met de conceptgeneratie worden begonnen. Dit concept wordt opgebouwd uit verschillende onderdelen. Deze onderdelen hebben ieder voor- en nadelen, daarom wordt binnen iedere subfunctie een afweging gemaakt om de beste combinatie van onderdelen te vinden voor het ontwerp. Om zo min mogelijk opties te vergeten of voortijdig te verwerpen wordt eerst in een brainstormsessie een morfologisch schema (tabel 2) opgesteld om voor iedere subfunctie verschillende oplossingen te bedenken.

Tabel 2: Subfunctieanalyse

Functie	Oplossingen				
Schrijfinstrument	Potlood	Krijt	Pen	Stift	Veer en inkt
Bevestiging schrijfinstrument	Inklemming met gat en schroef	Inklemming met metalen strook	Vastplakken	Klittenband	
Regulering van druk van schrijfinstrument op papier	Touwtje	Steunen op kar / wielkje / lager	Rotatie om gewricht	Tegengewicht/ gewicht	Veer
Bewegingstypes	Rotatie	Translatie			
Beweging produceren	DC Motor	Stepper Motor	Hydraulisch	Stoom	Stirlingmotor
Beweging overbrenging	Rotatie	Veer	Elektromagnetische rails	Wielen	schroefdraad
	Touw / katrol	Tandwiel / rails	Tandriem		
Beweging regelen	PIC16	PIC18	ARM Cortex M0	Arduino ATmega328	
Opstelling vast zetten	4 schoefjes				
Communicatie	SPI	I2C	ADC	UAARD	
Koppeling verwerkte EMG	Kabel	Bluetooth	WiFi		
Materiaal	hout	metaal	kunststof		

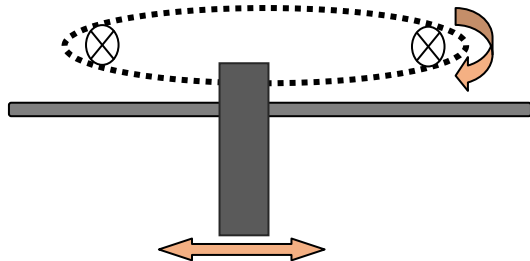
#### Bewegingen

Na dit morfologisch schema is gekeken naar de subfunctie die voor de rest van het ontwerp het meest bepalend is, de beweging. Er zijn twee manieren om een vrijheidsgraad te creëren: translatie en rotatie. Door een combinatie één of beide te maken is een twee-dimensionale beweging te verwezenlijken. In eerste instantie zal dit de belangrijkste functie zijn, waarop de verschillende concepten gebaseerd zijn, de combinaties zijn hieronder weergegeven in tabel 3. Bij deze subfuncties wordt de keuze gemaakt tussen de oplossingen voor de andere functies.

Tabel 3: Concept mogelijkheden

beweging 1 (standvlak)		
	Rotatie	Translatie
beweging 2 (pen)		
Rotatie	Concept één (RotaRota)	Concept drie (TransRota)
Translatie	Concept twee (RotaTrans)	Concept vier (TransTrans)

Hoe de beweging wordt overgebracht verschilt per overbrengingstype. Voor het overbrengen van de rotatiebeweging kan de arm het beste direct bevestigd worden aan het draaiend onderdeel van de motor. Als dit niet mogelijk blijkt te zijn, kan er gebruik gemaakt worden van een tandriem om de beweging over grotere afstand over te brengen. Nadeel van het gebruik maken van een tandriem, is dat deze zeer nauwkeurig gespannen moet worden om backlash zo veel mogelijk te voorkomen.



*Figuur 2: Translatie-concept*

Ook voor de translaterende beweging kan er gebruik gemaakt worden van een tandriem. Wanneer het translaterende deel wordt vastgemaakt aan de tandriem, zal door het draaien van een tandwiel de translaterende beweging worden geïnitieerd. (zie figuur 2). Een andere goede optie die voor een translaterende beweging gebruikt zou kunnen worden is de schroefdraad. Nadeel is bij deze methode dat deze niet een erg snelle beweging zal initiëren.

Alle bewegingsoplossingen hebben een draaiende motor nodig, hiervoor kan het beste gebruik gemaakt worden van een stepper- of DC-motor. Om hier een keuze tussen te maken, is er gekeken naar het programma van eisen, waarin staat dat er een minimale precisie van 70% zal moeten worden gerealiseerd. Door de feedbackkoppeling van een DC-motor zal deze het meest precies de aansturing kunnen regelen.

Voor het regelen van de beweging worden de motoren aangesloten op een Arduino motor-shield. Waarop de snelheid en richting wordt omgezet in die motoraansturing. De richting wordt bepaald door een digitale pin en de snelheid wordt gegeven via een PWM-sigitaal vanaf de microprocessor.

Voor de EMG metingen wordt er gebruik gemaakt van het OLIMEX EMG-shield. Dit bordje is een opzetmodule voor de Arduino Uno. Omdat de motor en het EMG-shield arduino-compatible zijn, zijn de Freescale en de Arduino Uno R3 als mogelijkheden over. Van deze processorbordjes zal de Freescale worden gebruikt, omdat deze wordt aangeleverd en goedkoper is.

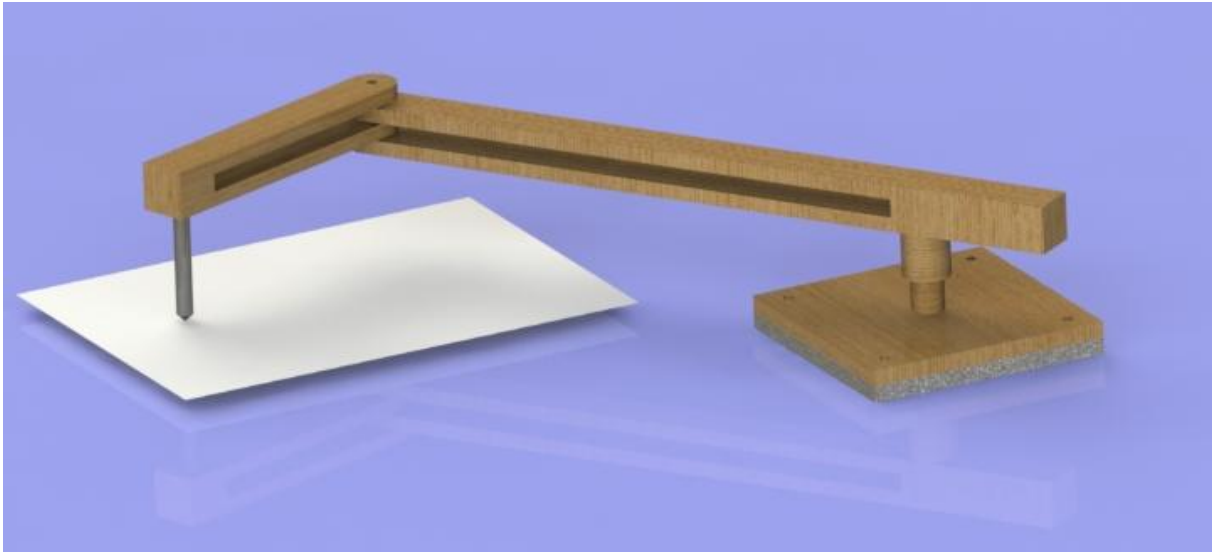
Als gebruiksmateriaal is gekozen voor hout, omdat dit materiaal het makkelijkste, goedkoop te verkrijgen is. Hiernaast is hout een materiaal dat goed te bewerken is en met de lasersnijder kan worden uitgesneden.

Als schrijfinstrument zal een pen (of fineliner) worden gebruikt, dit schrijfinstrument wordt dagelijks het meeste gebruikt en zal een goed resultaat geven wanneer dit in combinatie met de solenoid wordt gebruikt. De pen zal met gereedschapsklemmetjes in het ontwerp kunnen worden bevestigd. Met een solenoid, veer en scharnier kan eenvoudig een systeem worden gemaakt waarmee de pen van het papier verwijderd kan worden. Door het gebruik van gereedschapsklemmetjes kan de pen verwisseld worden.

De concepten, gebaseerd op de vrijheidsgraden uit tabel 3, zullen worden uitgewerkt en daarbij de beste oplossingen per subfunctie worden gekozen.

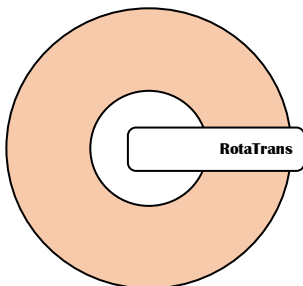
### Concept één, RotaRota

Het eerste concept bestaat uit twee armen die door middel van een scharnier of pin aan elkaar verbonden zijn. De eerste arm zit met een scharnier of pin vast aan de basis. De hoeken van deze twee scharnierpunten worden beïnvloed door twee motoren. De pen zit vast aan het eind van de tweede arm. Aan de achterkant van het eerste scharnierpunt is een contragewicht gehangen voor de stabiliteit van de beweging. Dit contragewicht geeft wel extra traagheid. Dit mechanische constructie is relatief gemakkelijk om te realiseren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMter. De plaats op het papier is afhankelijk van de hoeken. De berekeningen voor de plaats zijn relatief moeilijk om te implementeren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMter. De x- en y- coördinaten zijn allebei afhankelijk van de twee rotaties rond de scharnierpunten:  $x = X(\theta_1, \theta_2)$ ,  $y = Y(\theta_1, \theta_2)$ .



Figuur 3: Concept RotaRota

### Concept twee, RotaTrans



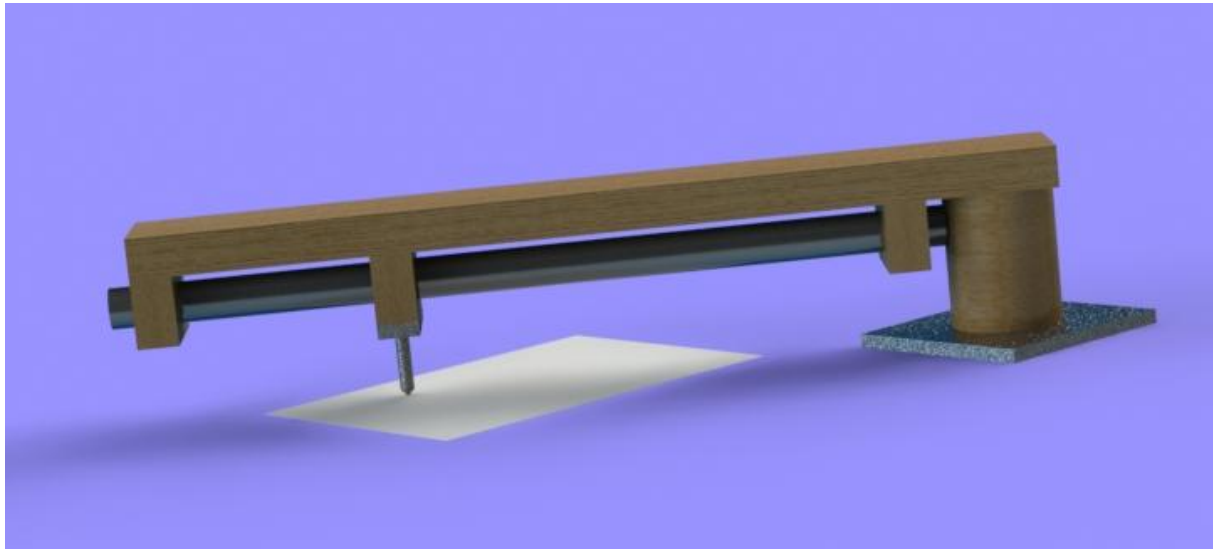
Figuur 4: Bereik RotaTrans

Het concept van de rotatie-translatie is gebaseerd op een rotatie in het horizontale vlak en een translatie over de roterende arm. Hierdoor wordt een ringvormig bereik gerealiseerd, zie figuur 4.

Een impressie van het concept is weergegeven in figuur 5. Hierin is een tweetal mechanismen te zien om de beweging te initiëren. Ten eerste is het mechanisme te zien dat de rotatie veroorzaakt, deze is aangedreven met een motor die de rotatie kan aansturen. De tweede aandrijving die benodigd is, is de aandrijving voor de translatie. Voor de translatie wordt een karretje op een

schroefdraad geplaatst, waarvan de rotatie wordt aangedreven door een motor. Het karretje wordt gestabiliseerd door de vorm van het karretje en de bovenkant van de constructie. Deze mechanische constructie is relatief eenvoudig te realiseren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMter. De berekeningen voor de plaats op het papier zijn relatief lastig om te implementeren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMter. De x- en y- coördinaten zijn allebei afhankelijk van de translatie over de schroefdraad en de rotatie van de eerste motor.  $x = X(\rho, \theta)$ ,  $y = Y(\rho, \theta)$ .

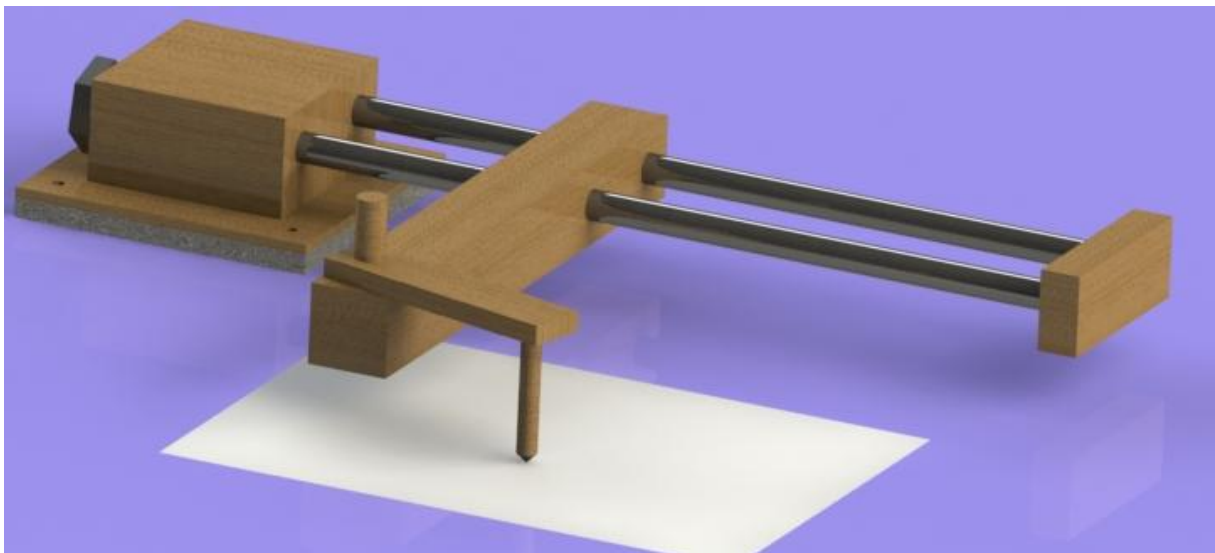




Figuur 5: Concept RotaTrans

### *Concept drie, TransRota*

Concept drie is gebaseerd op een primaire translatie en een secundaire rotatiebeweging. De translatie wordt gegenereerd met een karretje dat zich over een schroefdraad beweegt. De draaiing van het schroefdraad wordt veroorzaakt door een motor. Een tweede motor zal een roterende beweging initiëren. Doordat een tandriem op spanning moet blijven, kan deze roterende beweging alleen worden geïnitieerd door een rechtstreekse verbinding met de motor. Doordat de motor zich over de opstelling beweegt, die in één vlak een steunpunt heeft, moet de opstelling van een zeer star materiaal gemaakt worden. Hierdoor wordt de constructie lastig te realiseren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMTer. De berekeningen voor de plaats op het papier zijn relatief lastig om te implementeren voor een 3ejaars BMTer. De x- en y-coördinaten zijn, evenals bij concept twee, allebei afhankelijk van de translatie over de schroefdraad en de rotatie van de tweede motor.  $x = X(\rho, \theta)$ ,  $y = Y(\rho, \theta)$ .

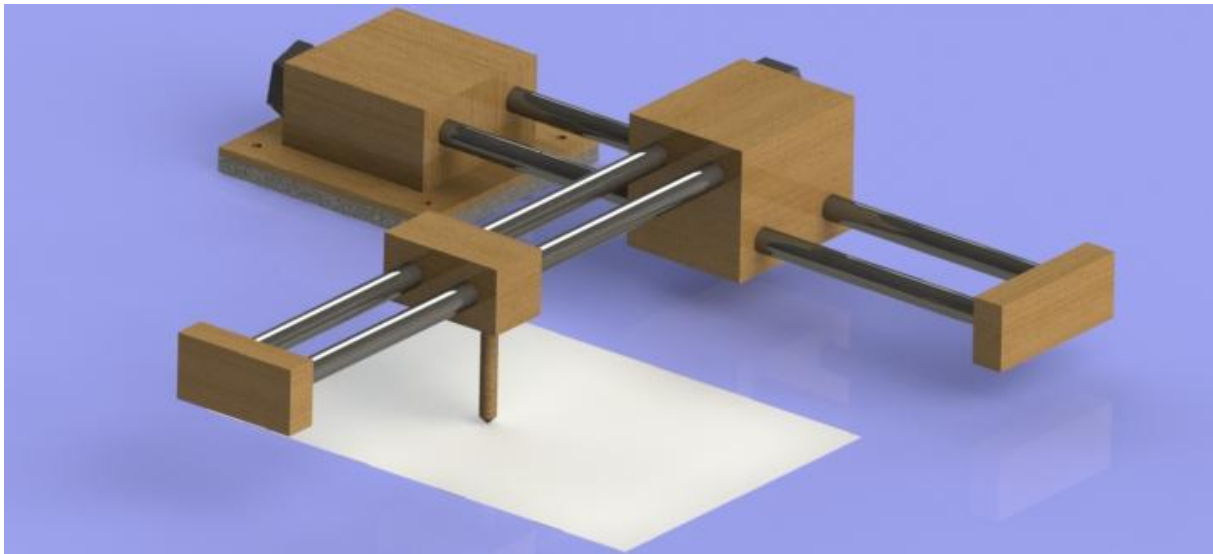


Figuur 6: Concept TransRota

### *Concept vier, TransTrans*

In concept vier vinden twee translaties plaats. Beide translaties worden gegenereerd met motoren en overgedragen via schroefdraad en een karretje. Het karretje wordt gestabiliseerd met een leidende staaf die met een lager in het karretje zo min mogelijk wrijving oplegt. Omdat deze constructie vrij groot is, is er een brede ondersteuning nodig. De constructie is relatief moeilijk om te

realiseren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMTer. De berekeningen van de plaats zijn relatief makkelijk om te implementeren voor een 3<sup>e</sup> jaars BMTer: Het x-coördinaat is enkel afhankelijk van één variabele, namelijk de translatie over de eerste schroefdraad. Voor het y-coördinaat geldt dat deze ook alleen afhankelijk is van de translatie, in dit geval over de tweede schroefdraad.  $x = X(\rho_1)$ ,  $y = Y(\rho_2)$

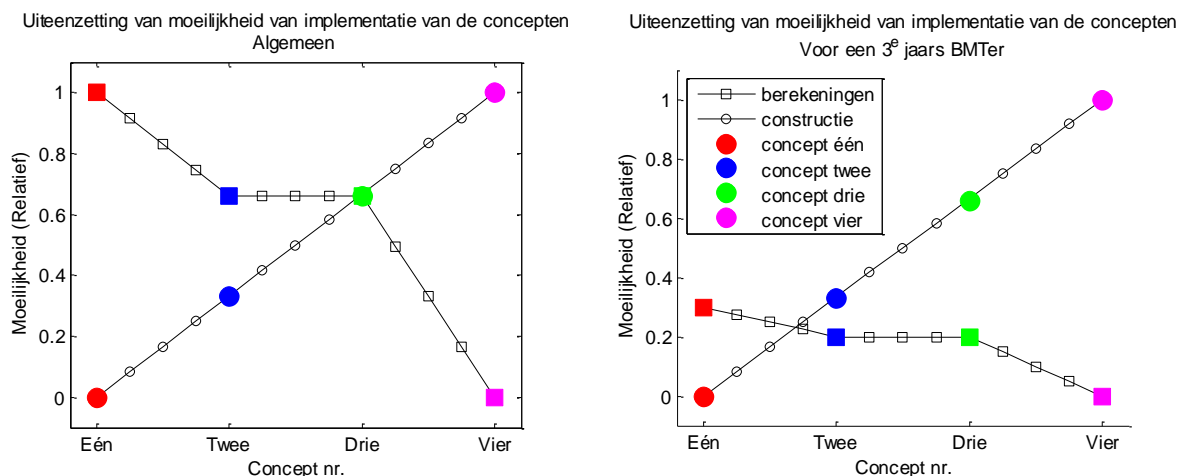


Figuur 7: Concept TransTrans

### Conceptkeuze beweging

De vier concepten zijn langs de eisen gesteld in het PvE gelegd (zie appendix B). Hieruit kwam naar voren dat de meeste eisen voor alle concepten haalbaar zouden zijn, hetzij voor concept vier iets lastiger. Bij de verdere conceptkeuze zal gekeken worden naar de haalbaarheid en eenvoud van de plaatsberekeningen en de constructie.

Zoals beschreven bij de individuele conceptomschrijving, is er een verschil in eenvoud van berekeningen en constructie. Deze ondervindingen zijn uitgezet in figuur 8. Gebaseerd op de algemene moeilijkheidsgraad van de constructie en de berekeningen wordt concept drie direct verworpen. Tussen concepten één, twee en vier valt nog geen keuze te maken, omdat de moeilijkheid van de constructie direct tegenover de moeilijkheid van de berekeningen aan staat. Het is echter zo dat wij 3<sup>e</sup> jaars BMTers zijn. Tot nu toe hebben we in de opleiding BMT veel theorie gekregen en veel berekeningen gedaan, maar nog weinig fysieke producten geleverd. Onze ervaring met berekeningen en modelleren is vele malen groter dan het maken van een fysieke constructie. Daarom kan de moeilijkheidsgraad van de berekeningen naar beneden in de algemene uiteenzetting, dit is te zien in de rechter grafiek van figuur 8.



Figuur 8: moeilijkheid van de implementatie van de concepten in het algemeen en voor een derdejaars BMTer

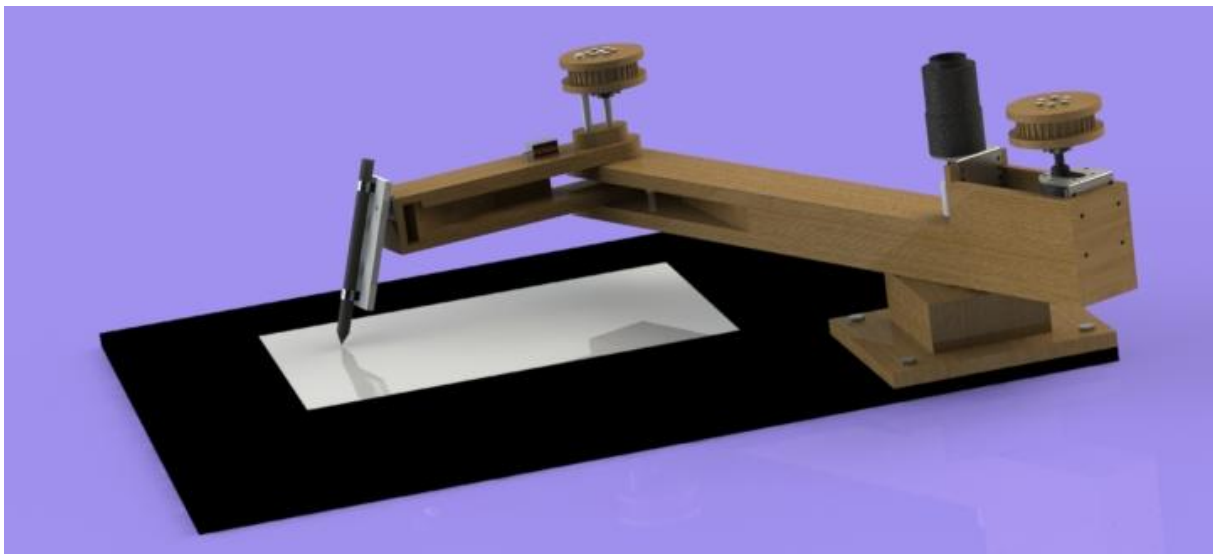
Concept één is relatief gemakkelijk in het construeren, maar relatief moeilijk in de berekeningen. Omdat de ervaring van een 3<sup>e</sup> jaars BMTer meer in de berekeningen ligt, wegen de berekeningen minder zwaar en valt de conceptkeuze voor de beweging op concept één: RotaRota.

### Het eindontwerp

De RotaRota wordt verder ontwikkeld naar een eindconcept. Hierbij worden verschillende aspecten in ogenschouw genomen. Omdat het ontwerp met behulp van de lasersnijder uit houtplaten zal worden gesneden, moeten de armen worden aangepast. Voor de stevigheid van de armen is de uitsparing zo veel mogelijk weggelaten en de armen zullen als holle vierkante bak worden ontworpen.

Het eindconcept zal gebruik maken van twee DC-motoren, beide verantwoordelijk voor de draaiing van een andere arm. De twee motoren zullen als contragewicht voor de arm dienen en boven het standpunt vastgezet worden. Voor de krachtoverbrenging van de motor op de tweede arm kan een schroefdraad- of een tandriemoverbrenging gekozen worden. De tandriem is een lichtere en snellere optie, waardoor we deze zullen gebruiken in het eindontwerp.

De pen zal op een scharnier bevestigd worden. Met een solenoïd kan het scharnier gekanteld worden en daarmee de pen van het papier afgehaald worden. Een veer (wordt bevestigd aan het scharnier om druk op het papier uit te oefenen). De solenoïd kan bij stilstand de fineliner van het papier halen om te voorkomen dat de pen gaat lekken.



Figuur 9: Het eindconcept, [naam: RotaRota??]

### Terugkoppeling PvE

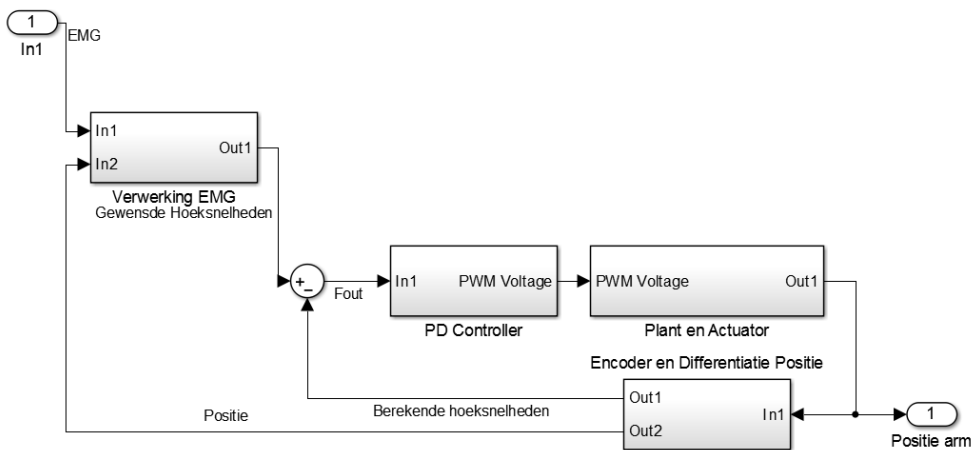
Nu de keuze op concept 1, de RotaRota is gevallen, moet dit concept aan de hand van het programma van eisen worden doorgelicht. In de keuze voor het eindontwerp is te lezen dat dit ontwerp door derdejaars BMT-ers kan worden ontwikkeld. Aan de eisen voor de afmetingen van het concept is in het ontwerpproces van het concept al rekening gehouden en deze voldoen dan ook. Doordat het concept op de tafel wordt gemonteerd en een eenvoudig ontwerp met twee armen heeft, zal de ruimte die het concept inneemt niet veel zijn en afhankelijk van de assemblage zal het ontwerp zelfs opbergbaar zijn. Na het maken van keuzes met betrekking tot EMG moeten de eisen die hierop betrekking hebben nogmaals worden gecontroleerd.

## FASE 4 MODELLERING

### Inleiding

Nu het concept steeds duidelijkere vormen aanneemt, is een dynamisch model van de robot gemaakt. Verschillende concepten voor EMG-sigitaalverwerking worden uitgewerkt en zo wordt er nagedacht over op welke manier de robot aangestuurd kan worden. Daarna wordt een model gemaakt waarmee aansturingconcepten met elkaar vergeleken kunnen worden. Uiteindelijk zal het beste concept voor verdere stappen gekozen worden en kan met de realisatie worden begonnen.

### Dynamisch model



Figuur 10: Schematische weergave van het systeem.

Om het volledige systeem te kunnen weergeven is in Simulink een blokkenschema gemaakt, die in figuur 10 staat weergegeven. Eerst zijn individuele elementen van het systeem weergegeven in vergelijkingen om beter inzicht te krijgen in de werking van het ontwerp, en om in Simulink een uitgebreide modellering van het ontwerp te maken (zie appendix C). Vervolgens zijn aan de hand van de overdracht van de motoren van het apparaat de regelaarconstanten bepaald, welke geïmplementeerd zijn in het Simulink model om de correctheid hiervan te controleren.

### Input

De positie van punt C in het globale assenstelsel (zie figuur 11) kan weergegeven worden door de vergelijking:

$$r_{GC} = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sin(\varphi_1) & \sin(\varphi_2) \\ -\cos(\varphi_1) & -\cos(\varphi_2) \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

De afgeleide hiervan, welke de snelheidsvector geeft, is:

$$\frac{dr_{GC}}{dt} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_1) * r_1 & \cos(\varphi_2) * r_2 \\ \sin(\varphi_1) * r_1 & \sin(\varphi_2) * r_2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Dit geeft:

- De jacobiaan

$$J = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_1) * r_1 & \cos(\varphi_2) * r_2 \\ \sin(\varphi_1) * r_1 & \sin(\varphi_2) * r_2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

- De hoeksnelheden

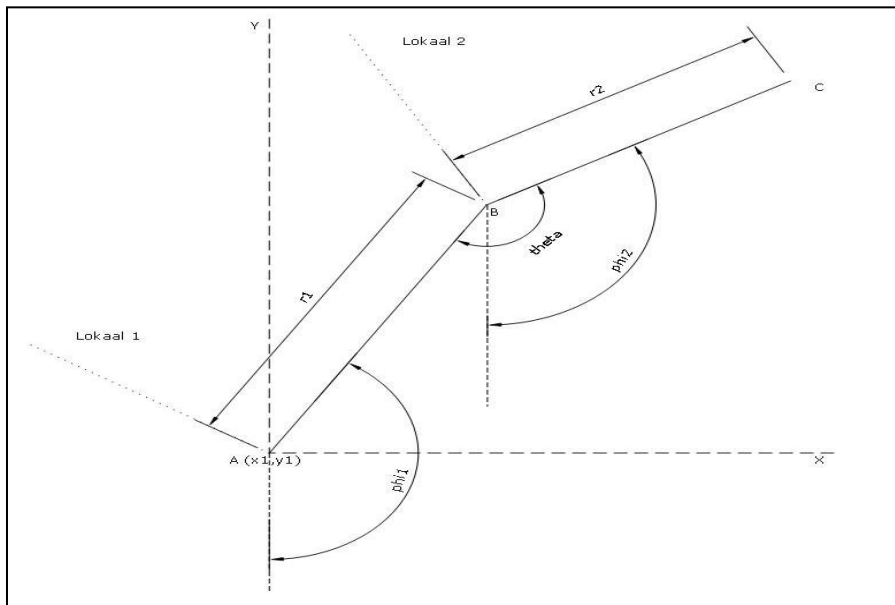
$$\bar{\omega} = \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

- De snelheid van punt C in x- en y-richting

$$\bar{v} = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix} \quad (5)$$

- Vervolgens kan de hoeksnelheid  $\omega_2$  gesubstitueerd worden door de relatieve hoeksnelheid van  $r_2$  ten opzichte van  $r_1$ ,  $\dot{\theta}$ .

$$\theta + \varphi_1 - \pi = \varphi_2 \rightarrow \dot{\theta} + \dot{\varphi}_1 = \dot{\varphi}_2 \quad (6)$$



Figuur 11: Wiskundige weergave van de robotarm en de in de berekening gebruikte variabelen.

De zojuist gegeven vergelijkingen vinden een kortere schrijfwijze in de vergelijking:

$$J * \bar{\omega} = \bar{v} \quad (7)$$

De hoeken phi 1 en theta, en indirect phi 2, zijn bekend door het uitlezen van de encoder. De snelheid is vastgelegd op een vooraf bepaalde constante snelheid waarvan de richting bepaald wordt aan de hand van het EMG. Voorde motoren moeten de benodigde hoeksnelheden berekend worden, hiervoor kan de volgende vergelijking gebruikt worden om de input van hoeksnelheden het systeem te berekenen:

$$\bar{\omega} = J^{-1} * \bar{v} \quad (8)$$

### PD Controller

De regelaar, de PD controller, kan in het Laplace domein continu gedefinieerd worden.

Proportioneel:

$$H_P(s) = K_P \quad (9)$$

Differentieel:

$$H_D(s) = K_D * s \quad (10)$$

Laagdoorlaatfilter voor verbetering differentiële regelaar:

$$H_{LP}(s) = \frac{K_{LP}}{1 + \frac{1}{\omega_c} s} \quad (11)$$

Dit maakt de totale overdracht van de regelaar in het Laplace domein:

$$H_R(s) = K_P + \frac{K_{LP} * K_D * s}{1 + \frac{1}{\omega_c} s} = K_P + \frac{C_D * s}{1 + \frac{1}{\omega_c} s} \quad (12)$$

De regelaar kan vervolgens ook in het discrete domein opgesteld worden, zodat deze toepasbaar is in de microcontroller.

Proportioneel:

$$y_p(n) = K_p * x(n) \quad (13)$$

Laagdoorlaatfilter:

$$y_{lp}(n) = c_1 * y(n-1) + c_2 * x(n-1) \quad (14)$$

Differentieel:

$$y_{d,lp}(n) = K_D * \frac{y_{lp}(n) - y_{lp}(n-1)}{T_s} \quad (15)$$

Vervolgens is de functie van de gehele regelaar:

$$y_r(n) = y_{d,lp}(n) + y_p(n) \quad (16)$$

### Bepaling PD controller gains

Om de robot naar de gewenste positie te sturen, is het belangrijk de gains van de PD-regelaar te bepalen. Daarvoor worden de volgende formules gebruikt:

$$L(s) = C(s) * P(s) = \frac{T_L}{N_L} \quad (17)$$

$$C(s) = K_p + K_D * s \quad (18)$$

$$P(s) = \frac{K}{s * \tau + 1} \quad (19)$$

Hierbij is  $P(s)$  de overdrachtsfunctie van een elektromotor met als input voltage en als output snelheid en  $C(s)$  de overdrachtsfunctie van de controller. De overdrachtsfunctie bij  $L(s)$  wordt omschreven als:

$$H(s) = \frac{L(s)}{L(s) + 1} \quad (20)$$

Om de overdrachtsfunctie van de motor uit te drukken in de positie, in plaats van de snelheid, moet  $P(s)$  worden geïntegreed naar  $P_{\text{positie}}(s)$ :

$$P_{\text{positie}}(s) = \frac{K}{s^2 * \tau + s} \quad (21)$$

Deze  $P_{\text{positie}}(s)$  kan in  $L(s)$  worden ingevuld, welke vervolgens wordt ingevuld in de overdrachtsfunctie  $H(s)$ :

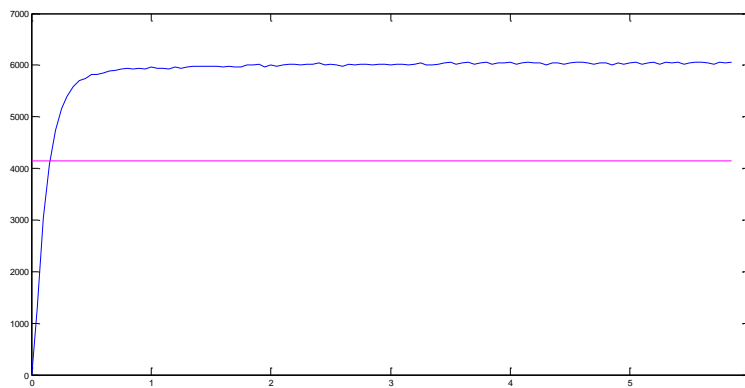
$$H(s) = \frac{K * K_p + K * K_d * s}{s^2 * \tau + s}$$

Vervolgens kunnen de polen bepaald worden uit:

$$\Pi = s^2 * \tau + K_D * K * s + s + K_p * K = s^2 + \frac{(K_D * K + 1)}{\tau} * s + \frac{K_p * K}{\tau} = 0 \quad (22)$$

$K$ , die gelijk is aan de hoeksnelheid  $\omega[\text{rad/s}]$  van de motor bij het naar de motor gestuurde voltage, wordt met behulp van een voedingskast bepaald. Om de snelheid uit de encoder uit te kunnen lezen wordt het positieverschil tussen iedere vaste tijdsstap waarin de positie uitgelezen bepaald, en gedeeld door de tijd van de tijdsstap. Dit geeft de snelheid in pulsen per seconde.

Variable  $\tau$  is in deze berekeningen de tijd die nodig is om  $(1-\exp(-1))$  maal de maximale snelheid te bereiken, deze is gelijk aan  $0,1547[\text{s}]$ . In figuur 12 is de bepaling van  $\tau$  te zien.



**Figuur 12:** Snelheid in pulsen per seconde, afgezet tegen de tijd. De constante tau is het snijpunt tussen de roze en de blauwe lijn.

Dit kan ook op een andere manier geschreven worden:  $s^2 + \alpha_1 * s + \alpha_2 = 0$ . In dit systeem zijn twee polen nodig, en deze kunnen gekozen worden aan de hand van den volgende formule:

$$p_{1,2} = \omega_c * \zeta \pm \omega_c * \sqrt{\zeta^2 - 1} \quad (23)$$

Waarbij  $\zeta$  demping van de motor beschrijft. Deze is gekozen op 0,7. De variabele  $\omega_c$  beschrijft de bandbreedte. Deze is zodanig gekozen dat binnen een seconde het apparaat naar de gewenste waarde regelt. Daarna kunnen twee polen berekend worden en deze worden in de volgende formule gezet:

$$(s - \mu_1) * (s + \mu_2) = s^2 + (-\mu_1 - \mu_2) * s + \mu_1 * \mu_2 = 0 \quad (24)$$

Waarbij  $(-\mu_1 - \mu_2)$  gelijk aan  $\alpha_1$  is en  $\mu_1 * \mu_2$  gelijk aan  $\alpha_2$ . Nu  $\alpha_n$ , K en  $\tau$  bekend zijn, kunnen de gains  $K_p$  en  $K_D$  berekend worden. Dan is  $K_p = 11,22$  en  $K_D = 0,63$ . Om te onderzoeken of de gevonden regelaar constanten goed zijn is een simulatie met Simulink gedaan. De curve werd langs de rand van het vierkant getekend, en in de figuur die het resultaat van de simulatie weergeeft valt te zien dat vloeiende lijnen getekend zijn met deze constanten. Aan de hand van deze simulatie (zie appendix) kan geconcludeerd worden dat de gevonden regelaars naar behoren werken. Een beschrijving van het model is te vinden in de appendix.

### Actuatoren

De actuatoren in dit systeem zijn twee gelijke elektromotoren. Deze kunnen versimpeld weergegeven worden door de onderstaande vergelijkingen. Hierbij wordt de inductie als verwaarloosbaar beschouwd, en wordt deze weggelaten:

$$M_m = K_t * i \quad (25)$$

$$e = K_t * \omega_m \quad (26)$$

$$V = i * R + e \quad (27)$$

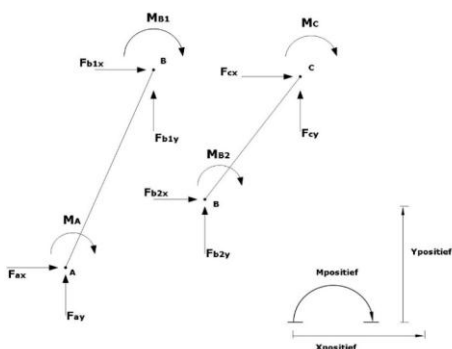
Bron: [http://etidweb.tamu.edu/classes/entc462/Labs/Lab%204%20-%20dc\\_motor.pdf](http://etidweb.tamu.edu/classes/entc462/Labs/Lab%204%20-%20dc_motor.pdf)

Dit geeft samen de vergelijking die een individuele motor omschrijft, en die in dit geval op beide motoren met dezelfde constanten toegepast kan worden:

$$M_m = K_t * \frac{V - K_t * \omega_m}{R} \quad (28)$$

### Plant

Voor dit systeem kan er gebruik gemaakt worden van inverse dynamica om de momenten die de motoren in dit systeem uitoefenen te berekenen. Eerst zullen echter de krachten op het systeem bepaald moeten worden.



Figuur 13: VLS van de verschillende elementen van de robotarm.



Uit de derde wet van Newton volgt:

$$M_{B2} = -M_{B1} \quad (29)$$

$$F_{Bx2} = -F_{Bx1} \quad (30)$$

$$F_{By2} = -F_{By1} \quad (31)$$

Aan de hand van deze VLS (figuur 13) kunnen de gegeneraliseerde krachten op dit systeem bepaald worden.

De krachten op de pen, welke alleen de wrijvingskrachten bij het schrijven zijn, worden als verwaarloosbaar beschouwd:

$$F_{cx} = F_{cy} = 0 \quad (32)$$

$$M_c = 0 \quad (33)$$

De krachten  $F_{b2x}$ ,  $F_{b2y}$ ,  $F_{b1x}$ ,  $F_{b1y}$ ,  $F_{ax}$  en  $F_{ay}$  zijn constraintkrachten, en worden daarom dus niet meegenomen in de gegeneraliseerde krachten. Verder geldt voor de overgebleven momenten, welke behoren tot de gegeneraliseerde krachten:

$$\sum M_{in B} = -M_{motor2} + M_{B2} \quad (34)$$

$$\sum M_{in A} = -M_{motor1} - M_{B2} + M_A \quad (35)$$

Hierbij zijn in dit systeem  $M_A$  en  $M_{B2}$  de wrijvingskrachten in respectievelijk scharnier A en scharnier B en  $M_{motor1}$  en  $M_{motor2}$  de door de motor opgewekte krachten die werken op scharnier A respectievelijk scharnier B. De vector van de gegeneraliseerde krachten is vervolgens:

$$\tau = \begin{bmatrix} -M_{motor1} - M_{B2} + M_A \\ -M_{motor2} + M_{B2} \end{bmatrix} \quad (36)$$

Om uit de vergelijking van Lagrange de dynamische bewegingsvergelijkingen te kunnen afleiden, worden de kinetische en potentiële energie in het systeem bepaald.

Omdat het systeem werkt in een horizontaal 2D-vlak en geen veren bevat, wordt dit:

$$V = E_{pot} = 0 \quad (37)$$

De kinetische energie wordt gegeven door:

$$T = E_{kin} = \frac{1}{2} m_1 l_{zw1}^2 \dot{\phi}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_1^2 \dot{\phi}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_{zw2}^2 \dot{\phi}_2^2 + m_2 l_1 l_{zw2} \cos(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_1 \dot{\phi}_2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\phi}_1^2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\phi}_2^2 \quad (38)$$

De Lagrangiaan is:

$$L = T - V \quad (39)$$

Wanneer deze ingevuld wordt in de vergelijking van Lagrange, geeft dit de inverse dynamische bewegingsvergelijking:

$$\tau = \begin{bmatrix} m_1 l_{zw1}^2 + m_2 l_1^2 & m_2 l_1 l_{zw2} \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \\ m_2 l_1 l_{zw2} \cos(\varphi_1 - \varphi_2) & m_2 l_{zw2}^2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \ddot{\varphi}_1 \\ \ddot{\varphi}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} m_2 l_1 l_{zw2} \sin(\varphi_1 - \varphi_2) * \dot{\varphi}_2^2 \\ -m_2 l_1 l_{zw2} \sin(\varphi_1 - \varphi_2) * \dot{\varphi}_1^2 \end{bmatrix} \quad (40)$$

Deze vergelijking is equivalent aan:

$$\tau = M(q) * \ddot{q} + c(q, \dot{q}) + g(q) \quad (41)$$

Waarin:

$$M(q) = \begin{bmatrix} m_1 l_{zw1}^2 + m_2 l_1^2 & m_2 l_1 l_{zw2} \cos(\varphi_1 - \varphi_2) \\ m_2 l_1 l_{zw2} \cos(\varphi_1 - \varphi_2) & m_2 l_{zw2}^2 \end{bmatrix} \quad (42)$$

$$c(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} m_2 l_1 l_{zw2} \sin(\varphi_1 - \varphi_2) * \dot{\varphi}_2^2 \\ -m_2 l_1 l_{zw2} \sin(\varphi_1 - \varphi_2) * \dot{\varphi}_1^2 \end{bmatrix} \quad (43)$$

$$g(q) = 0 \quad (44)$$

$$q = \begin{bmatrix} \varphi_1 \\ \varphi_2 \end{bmatrix}, \dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\varphi}_1 \\ \dot{\varphi}_2 \end{bmatrix}, \ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{\varphi}_1 \\ \ddot{\varphi}_2 \end{bmatrix} \quad (45)$$

Om de hoeksnelheden bij een gedreven moment van de motor te bepalen, kan de voorwaartse dynamica bepaald worden aan de hand van de volgende vergelijking:

$$\ddot{q} = (M(q))^{-1} * (-g(q) - c(q, \dot{q}) + \tau) \quad (46)$$

## EMG signaalverwerking en robotaansturing

### Concepten signaalaansturing

#### Robotaansturing

Er zijn verschillenden EMG-concepten bedacht waarmee de robot aangestuurd wordt. Het apparaat kan op verschillende manieren bestuurd worden: met het EMG-sigitaal van één arm, van twee armen, van de schouder of van de benen. Deze aansturingmogelijkheden kunnen gecombineerd worden tot een combinatie van bijvoorbeeld schouder en arm of boven- en onderarm. In appendix A worden deze aansturingmogelijkheden systematisch uitgewerkt. Hier komt uit dat het laatste besturingssigitaal, dat van de benen, teveel nadelen heeft, waardoor hier niet meer op in wordt gegaan.

Elke richting waarin het apparaat beweegt, kan door één spier gecontroleerd en bestuurd worden. Beweging in de tegengestelde richting wordt door een antagonistische spier gemaakt. Daaruit kan een Duchenne patient logisch met behulp van vier spieren het apparaat in alle richtingen besturen. Na een functieanalyse blijkt dat alleen de combinatie arm/schouder of twee armen nog opties zijn, waaruit een keuze gemaakt moet worden.

### Wiskundige verwerking EMG

Om de signalen bruikbaar te maken voor aansturing van de motoren moeten de EMG signalen verwerkt en bewerkt worden. Deze verwerking wordt met behulp van zowel digitale als analoge filtering gedaan. Analoge filtering vindt plaats in het EMG shield, en filtert frequenties onder de 0.16Hz weg. Voor de digitale filtering zijn eerst twee overdrachtsfuncties bepaald, om vervolgens een filter in het discrete domein mee op te stellen. Nadat het signaal gemeten is, dienen eerst bewegingsartefacten uit het signaal gefilterd te worden. De overdrachtsfunctie voor de hoogdoorlaatfilter is:

$$H_{HP}(s) = \frac{K_{HP} * s}{\frac{1}{\omega_c} s + 1} \quad (47)$$

Hiervan dient de afsnijfrequentie,  $\omega_c$ , nog gekozen te worden. Aanbevolen in de SENIAM-richtlijn is een afsnijfrequentie voor EMG-signalen van 20Hz, welke de meeste bewegingsartefacten weg zou moeten filteren. Daarnaast kan er een verstekingsfactor  $K_{HP}$  gekozen worden. Vervolgens moet de envelope van het signaal bepaald worden om het signaal bruikbaar te maken voor aansturing van de motor. Hiervoor wordt eerst de absolute waarde van het signaal genomen. Vervolgens wordt het resultaat hiervan gefilterd met een laagdoorlaatfilter. De overdrachtsfunctie voor deze laagdoorlaatfilter is:

$$H_{LP}(s) = \frac{K_{LP}}{\frac{1}{\omega_c} s + 1} \quad (48)$$

Waarbij  $\omega_c$  weer afsnijfrequentie beschrijft welke in dit geval zodanig gekozen moet worden dat de envelope een vloeiende omhulling van het signaal vormt.  $K_{LP}$  kan het signaal versterken of verzwakken indien nodig.

Het signaal moet daarna gediscretiseerd worden. Daarvoor worden de overdrachtsfuncties van het Laplace-domein naar het z-domein getransformeerd. Vervolgens kunnen de functies uit het z-domein omgezet worden naar functies voor de discrete filters, waarvan de verschillende constanten nog bepaald dienen te worden.

Hoogdoorlaatfilter:

$$y_{hp}(n) = c_1 * y(n-1) + c_2 * x(n) - c_3 * x(n-1) \quad (49)$$

Laagdoorlaatfilter:

$$y_{lp}(n) = c_1 * y(n-1) + c_2 * x(n-1) \quad (50)$$

Vervolgens zijn meerdere configuraties van de filters uitgetest op het systeem, waarna de waarden in Matlab geanalyseerd zijn. Voor de highpass filter werd bij deze analyse gezocht naar de optimale waarden voor het wegfilteren van de bewegingsartefacten met zo weinig mogelijk verlies van het gewenste signaal. Voor de laagdoorlaatfilter werd bij deze analyse gezocht naar de optimale waarden voor het bepalen van een vloeiende envelope zonder dat er storende vertraging in de aansturing optreedt. Deze analyse werd gedaan met een EMG signaal die bemosterd is met een frequentie van 150Hz. De waarden die in deze analyse voor de highpass filter zijn bepaald, zijn een cutoff frequentie  $\omega_c$  van 20Hz en geen versterking. Dit geeft de volgende discrete functie voor de hoogdoorlaatfilter:

$$y_{hp}(n) = 0.8752 * y(n-1) + 20 * x(n) - 20 * x(n-1) \quad (51)$$

De waarden die in deze analyse voor de laagdoorlaatfilter zijn bepaald zijn een cutoff frequentie  $\omega_c$  van 5Hz en geen versterking. Dit geeft de volgende discrete functie voor de laagdoorlaatfilter:

$$y_{lp}(n) = 0.9868 * y(n - 1) + 0.01325 * x(n - 1) \quad (52)$$

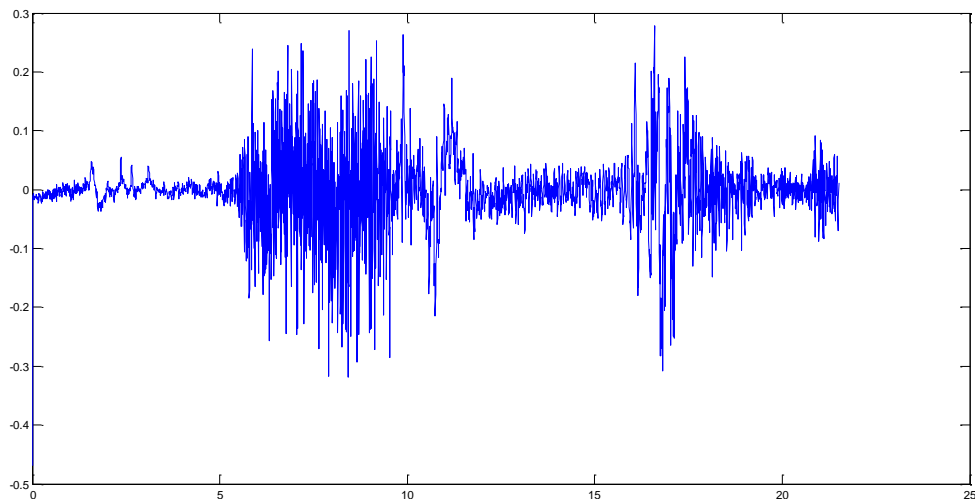
## Vergelijk aansturingsconcepten

### EMG spieren

Om twee motoren te kunnen sturen worden elektroden op vier verschillende spieren geplakt waarbij een signaal van een spier een beweging in een vrijheidsgraad codeert. In de constructie worden twee motoren gebruikt die beweging in twee scharnierpunten veroorzaken. De opstelling werkt alleen in het 2D vlak en daarom hoeven er maar twee vrijheidsgraden aangestuurd te worden. Bij het schrijven met een echte arm zijn de volgende bewegingen van de gewrichten van belang: schoudergewricht voert de endo-, exorotatie uit en ellebooggewricht flexie, extensie en polsgewricht flexie en extensie van de hand. De spieren die hierbij betrokken zijn zullen ook voor de meest intuïtieve aansturing zorgen.

In het schoudergewricht voeren de *m. infraspinatus* en *m. deltoideus* exorotatie uit van de bovenarm. Endorotatie van het bovenarm wordt uitgevoerd door *m. pectoralis major* en andere kleinere spieren maar *m. pectoralis major* kan gemakkelijk voor EMG metingen gebruikt worden [1]. Flexie van de elleboog wordt door de *m. biceps brachii* uitgevoerd en de extensie van de elleboog van *m. triceps brachii* [1]. Deze spieren liggen aan de oppervlakte van de arm en zijn daarom geschikt zijn voor EMG metingen. Flexie van de hand wordt onder andere door de *m. flexor carpi radialis* uitgevoerd maar er zijn ook vele andere spieren die flexie van de hand kunnen uitvoeren. Extensie wordt ook door meerdere spieren uitgevoerd. Hiervan zijn de belangrijkste de *m. extensor carpi radialis brevis* en de *m. extensor carpi radialis longus*. Een voordeel van deze spieren is dat deze bij Duchenne patiënten het langst blijven functioneren, waardoor er een duidelijker EMG signaal meetbaar zal zijn.

Met een werkend EMG-sigitaal zijn verschillende spiercombinaties in één arm bekeken: de biceps in de bovenarm en in de onderarm de spieren aan frontale en dorsale zijde. Een contractie in de onderarm heeft bijna geen invloed op het signaal in de bovenarm, andersom heeft een contractie in de bovenarm wel meer invloed op een EMG-sigitaal in de onderarm. Ondanks dat de signalen in de onderarm aan frontale en dorsale zijde minder sterk zullen zijn, lijkt deze combinatie het minste invloed op elkaar te hebben. Als EMG-sigitaal zullen we dus de signalen van de frontale en dorsale kant van de onderarm gebruiken. Mocht dit niet werken kan er gemakkelijk overgegaan worden op een andere combinatie van spieren, omdat er gebruik gemaakt wordt van losse elektroden die met een elastisch bandje op de huid gedrukt worden. Deze elektroden zijn gemakkelijk te verplaatsen.



*Figuur 14: meting van de dorsale zijde van de onderarm. In de eerste 10 seconden wordt de dorsale zijde aangespannen, vervolgens 5 seconden de frontale zijde en tot slot de bovenarm, waar ook veel bewegingsartefacten zien zijn.*

### ***Het beste aansturingsconcept***

Na de functieanalyse zijn nog twee aansturingsconcepten over: de combinatie arm/schouder of twee armen. Het gebruiken van twee armen heeft meerdere voordelen. De elektroden kunnen makkelijker op de armen worden bevestigd, dan op de schouder. Daarnaast is het voor Duchenne-patienten een voordeel dat het EMG van de onderarm wordt gebruikt, omdat zij ook in een later stadium hun onderarm nog het meeste kunnen gebruiken. Dus als vier EMG bordjes gebruikt worden waarbij twee keer onderarm spieren en twee keer bovenarm spieren gebruikt worden, zie stukje EMG spieren, kan de tekenrobot in alle richtingen die nodig zijn aangestuurd worden.

## FASE 5 - REALISATIE

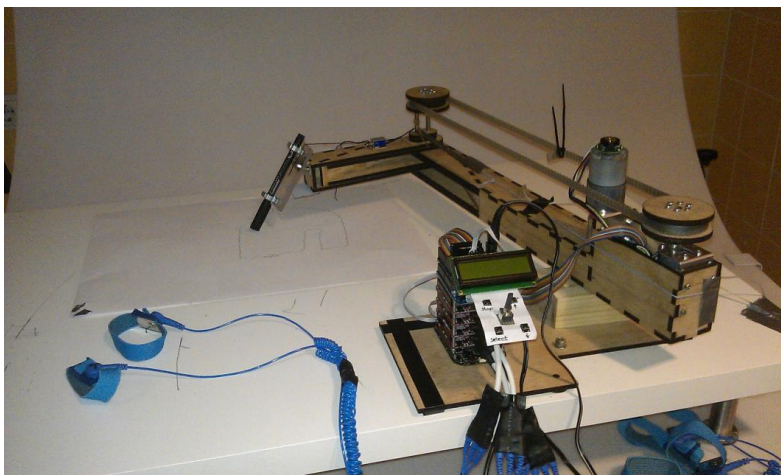
### Inleiding

Nadat er een concept gekozen is en verschillende aansturingsconcepten zijn overwogen, waarbij uiteindelijk een dynamisch model is opgesteld, volgt de realisatie. Hier worden alle subsystemen aan elkaar gezet, waaruit een werkende robot zal ontstaan. De robot zal mechanisch gerealiseerd worden, waarna het script op het mechanisch model wordt toegepast. Tot slot zullen er verschillende waardes worden aangepast, zodat het volledige model zo optimaal mogelijk zal werken.

### Mechanisch model

De tekenrobot zal worden vervaardigd uit hout, dat met de lasersnijder wordt bewerkt. Hiervoor is een snijtekening nodig waar alle losse onderdelen op staan. De onderdelen zullen, nadat zij zijn uitgesneden, in elkaar worden gezet met houtlijm, schroeven en er wordt eventueel alleslijm gebruikt voor de verbindingen die niet alleen tussen hout zijn. Voor de bevestiging van de pen wordt een constructie gemaakt van perspex, gereedschapsklemmetjes en een solenoid voor het optillen van de pen van het papier. Alle materialen zijn geassembleerd tot een tekenrobot tot de robot in figuur 15

Er zijn een aantal punten en berekeningen waarmee bij het realiseren van het ontwerp rekening mee moest worden gehouden. Zo moet de perfecte verhouding van armlengten gekozen worden, hierbij is gebruik gemaakt van een script in matlab, zodra de afstand tot het A4-papier bekend was (zichtbaar in de groepswiki). De motoren moeten een bepaald vermogen kunnen leveren, daarvoor kan met behulp van mechanica het moment berekend worden dat een motor moet leveren om een bepaalde inertia te leveren en dus de opstelling te bewegen. In dit geval is er hiervoor een motor met 100:1 gearbox gebruikt met een kracht van 220 kg-cm gebruikt die deze inertie gemakkelijk aankan. Omdat traagheid van het ontwerp de werking van het apparaat minder nauwkeurig kan maken, moet over de plaatsing van motoren nagedacht worden: de motoren zijn parallel gezet en niet in serie, zodat de ene motor niet het extra gewicht van de andere motor moet kunnen bewegen. Tevens moet er rekening gehouden worden met backlash van de motoren en de timingbelt. Hiervoor is de eerste arm opgespannen met een elastiek en de tweede arm met een veer.



*Figuur 15: het eindontwerp van de tekenrobot*

## Aansturing

Het in fase 4 gerealiseerde aansturingsconcept wordt geïmplementeerd in het mechanisch model. Vervolgens kan het resultaat als geheel worden getoetst naar het behaalde resultaat en uiteindelijk naar het programma van eisen.

### *Finetunen opstelling: veren*

De motoren die op de opstelling zijn gemonteerd, blijken niet heel nauwkeurig te zijn en een voor dit model onacceptabel grote speling te hebben. Om deze speling te verminderen en minder invloed te laten hebben op de uiteindelijke tekening, worden beide armen van de robot met veren en elastiek aangespannen.

### *Instellen K-waardes*

Om zo'n goed mogelijk resultaat te behalen, blijkt dat verschillende waardes in het model moeten worden aangepast. Bij het berekenen van het aansturingsconcept is er uitgegaan van de ideale omstandigheden van de robot. Door onder andere het gebruik van hout en de gekozen motoren, is er speling en wrijving aanwezig in de robot. Om hier rekening mee te houden, moeten de K-waardes worden aangepast op trial-and-error basis, waardoor de uiteindelijke controller-waardes zullen verschillen van de eerder berekende waardes.

### *Kalibratie*

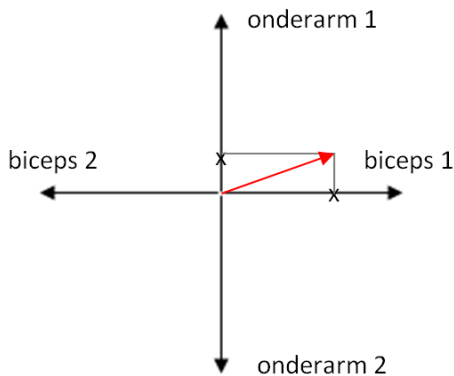
Voor de kalibratie van het EMG-sigitaal moet worden uitgegaan van het signaal in rust en het signaal bij maximale aanspanning. Er wordt een bepaalde drempelwaarde opgesteld die als threshold gesteld wordt. Alles onder deze threshold wordt als ruis aangenomen en zal niet als signaal gebruikt worden. Het bereik waaruit het signaal voor de robotaansturing gebruikt wordt ligt tussen de maximale en de minimale waarde. Voor de maximale waarde wordt niet 100 % van de vrijwillige maximale contractie genomen worden, maar een percentage van 25%. Aan de hand van de hoogte die het signaal in dit bereik heeft, kan de relatieve sterkte van dit signaal bepaald worden:

$$S_{resultaat} = (S_{signaal} - S_{min}) / (S_{max} - S_{min}) \quad ()$$

Met deze functie zou het mogelijk zijn om de robot te stoppen of met een bepaalde snelheid in een bepaalde richting aan te sturen.

Uit het EMG-sigitaal kan dan de richting van een vector bepaald worden (zie figuur en onderstaande berekening). Elke vector,  $S_{resultaat}$ , van een spier kan in het x,y- vlak beschreven kunnen worden. Elke spier veroorzaakt een vector in een bepaalde richting: x-negatief, x-positief, y-negatief, y-positief (zie figuur). Uit een optelling van vectoren kan vervolgens de vector bepaald worden die de gewenste richting van het apparaat bepaald. Hierbij is alleen de hoek van de vector ten opzichte van de x-as (biceps 1) van belang, omdat besloten is de snelheid van het systeem niet afhankelijk te maken van de EMG aansturing. De hoek, welke de bewegingsrichting van het apparaat geeft, kan worden bepaald met de volgende vergelijking:

$$\varphi = \tan \left( \frac{\text{onderarm 1} - \text{onderarm 2}}{\text{biceps 1} - \text{biceps 2}} \right) \quad ()$$



**Figuur 16: Aansturings-assen**

Uiteindelijk blijkt bij het gebruik van de tekenrobot dat het instellen en kalibreren van de thresholds van het EMG-signaal erg tijdrovend is. Daarom is hier een script voor geschreven om dit allemaal iets vlotter te laten verlopen.

Tijdens het meten en kalibreren van het EMG bleek dat de dorsale kant van de onderarm een niet sterk genoeg signaal afgeeft om met de elektroden die wij tot onze beschikking hebben kwalitatief kunnen meten. De amplitude van de berekende hoge threshold en de berekende lage threshold lagen te dicht op elkaar om goede metingen te doen om mee te tekenen. Hierom is besloten om de robot aan te sturen met de biceps en de dorsale kant van de onderarm.

## Tests

Om te testen of het model werkt zoals er van te voren verwacht en in het PvE gesteld is, zijn een viertal tekenopdrachten uitgevoerd. Van tevoren is een cirkel ingeprogrammeerd om de precisie van de robot te analyseren. Bij de tekening van de cirkel (figuur 17) is te zien dat er nog kleine oscillaties en een stukje afgeplatte cirkel te zien zijn in de tekening.

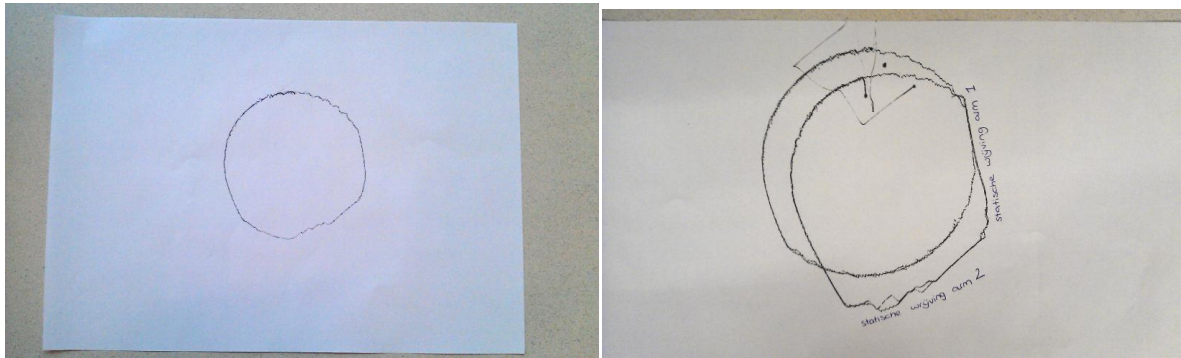
Het afgeplatte deel wordt veroorzaakt door de statische wrijving van de gehele opstelling. Op het punt dat de cirkel geen cirkelbaan meer volgt, wordt de kleine kracht van de motor op de arm opgeheven door de statische wrijving in en op de arm. Dit is voor twee armen duidelijk te zien in figuur 17b. Om dit te voorkomen kan de aansturing van de motor worden aangepast zodat de statische wrijving sneller opgeheven wordt. Dit is gedaan door bij richtingsverandering van de motoren extra PWM op te tellen:

```
if(pwm_to_motor1 > 0) {
    motordir1 = 1;
    pwm_to_motor1=pwm_to_motor1+0.05;
}
else {
    motordir1 = 0;
    pwm_to_motor1=pwm_to_motor1-0.05;
}
if(pwm_to_motor2 > 0) {
    motordir2 = 1;
    pwm_to_motor2=pwm_to_motor2+0.02;
}
else {
    motordir2 = 0;
    pwm_to_motor2=pwm_to_motor2-0.02;
}
```

Hierdoor wordt de statische wrijving overwonnen. Het nadeel van deze correctie is echter dat de regelaar bij iedere richtingsverandering van de motor last heeft van een overshoot, welke de regelaar corrigeert met een andere richtingsverandering met overshoot, wat leidt tot oscillaties. Het is de

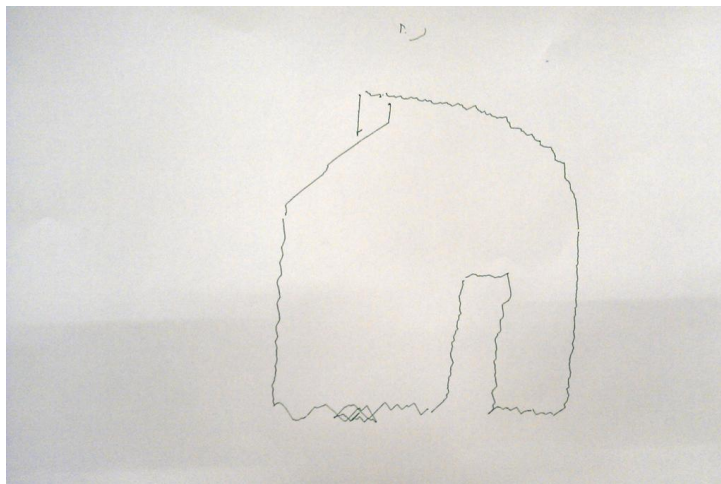


kunst om de de regelaar zo in te stellen dat de statische wrijving zo weinig mogelijk invloed heeft en de oscillaties nog acceptabel zijn, in 17a is hier een goede benadering voor gevonden.



**Figuur 17: voorgeprogrammeerde cirkel, getekend door de tekenrobot, met verschillende regelaar-instellingen**

Nu duidelijk is dat de robot met een zo goed mogelijk signaal kan tekenen, kan ook de EMG-aansturing worden geïmplementeerd. Teken door het aanspannen van onder- en bovenarm blijkt nog een lastige opgave voor de proefpersoon, vooral diagonale lijnen vergt enige oefening. In figuur 17 is een EMG-aangestuurde tekening te zien, welke verder verbeterd zou kunnen worden door training.



**Figuur 17: huisje, getekend door de EMG-gestuurde tekenrobot**

## FASE 6 - EVALUATIE

Nadat elk subsysteem en de tekenrobot als geheel getest zijn, moet er aan de hand van de eerste ontwerpfases teruggekeken en onderzocht worden naar in hoeverre de robot aan de eisen voldoet. In deze evaluatie wordt deze controle gedaan en wordt eveneens bediscussieerd wat de verbeterpunten aan het ontwerp zijn. Daarna moet nog nagedacht worden over de problemen van het ontwerp die niet tijdens project opgelost zijn en die in de toekomst nog kunnen ontstaan bij langer gebruik door een duchenne patiënt. Er wordt ook nagedacht wat de verbeterpunten van het ontwerp zijn.

### Verbeterpunten

Er zijn nog vele dingen in het ontwerp die beter kunnen om het ontwerp zo fijn mogelijk voor de duchenne patiënten te laten werken. De huidige gebouwde robot is een goed prototype, maar voor werkelijk gebruik moet het apparaat doorontwikkeld worden in zowel gebruiksvriendelijkheid als in de functionaliteit. Een groot probleem bij een mogelijke realisatie van verbeteringen is het budget, omdat hoogwaardige materialen en onderdelen gebruikt moeten worden om het ontwerp volledig soepel te laten werken.

Het hoofdmateriaal dat in het ontwerp wordt gebruikt is hout, dit materiaal heeft een aantal eigenschappen die nadelig zijn geweest voor de realisatie van het apparaat. Zo geeft het hout in vergelijking met keramiek of hard plastic veel meer wrijving wanneer onderdelen over elkaar heen lopen en is het gemakkelijk vervormbaar. Wanneer druk op het hout wordt opgebouwd, kan de vorm van een houten onderdeel veranderen waardoor dan de maten niet meer kloppen en er bijvoorbeeld meer wrijving ontstaat. Andere materialen, zoals bepaalde soorten thermoharders, gebruiken zou gunstiger zijn, maar wel duurder. Budget speelt ook bij andere componenten een belangrijke rol, zo bestaan de lagers bijvoorbeeld uit plastic en door voortdurende bewegingen en druk, kan de opstelling met andere onderdelen in verbinding komen waardoor wrijving ontstaat. Een manier om dit te voorkomen is het gebruik van rollagers, welke veel stabiel zijn. Ook de tandriemen hebben in dit ontwerp veel spelling en trillen sterk bij het aanzetten van de robot waardoor oscillaties in de tekening ontstaan. Met een hoger budget kunnen ook preciezere motoren gekocht worden die exacter regelbaar zijn en hierdoor minder last ondervinden van statische wrijving en minder snel gaan oscilleren bij een hoog afgestelde regelaar. Een belangrijk aspect van de motor is de gearbox. In het huidige prototype moest backlash van onder andere de gearbox gecorrigeerd worden om voor een strakkere aansturing te zorgen. Een ander component uit het ontwerp welke belangrijk is en verbeterd zou kunnen worden door vervanging van hoogwaardige materialen, zijn de EMG-elektroden. Deze zijn erg gevoelig voor bewegingsartefacten en ruis vanuit de omgeving, waardoor de betrouwbaarheid van het signaal verminderd is waardoor het moeilijker is de robotarm precies aan te sturen. Een oplossing zou zijn om elektroden te gebruiken met een betere kwaliteit, bijvoorbeeld plakelektrodes. Voor de realisatie van het prototype waren deze elektroden echter niet beschikbaar en is gebruik gemaakt van filtering van het signaal welke niet alle artefacten weg kon werken zonder verlies van het gewenste signaal.

### Onzekerheden voor realisatie

Het doel van het ontwerp kan met de opstelling bereikt worden: tekenen aan de hand van EMG signalen. Het ontwerp is echter nog lang niet klaar voor realisatie in de samenleving. Natuurlijk is het tijdens het project de bedoeling geweest om een robot voor Duchenne patiënten te ontwerpen die plug-and-play op een veilige manier gebruikt kan worden om mooie tekeningen mee te maken. Uit de tests blijkt echter dat de robot nog niet in dat stadium is. Door de in het bovenstaande stuk

genoemde onnauwkeurigheden trekt de robot nog geen volledig gladde lijnen en de aansturing met EMG vergt veel oefening en goede kallibratie. Hoewel hiermee rekening gehouden is door het toevoegen van een kallibratiefunctie aan het apparaat, is deze kallibratie nog niet bij iedere gebruiker optimaal. Er zal een uitgebreider kallibratiealgoritme ontworpen moeten worden om dit ontwerp werkelijk plug-and-play te maken.

Daarnaast is het voor realisatie noodzakelijk dat de veiligheid van het ontwerp verder onderzocht wordt. Het ontwerp is begrensd tot het bereik van het papier en tot maximale hoeken van de arm, maar het gevaar bestaat dat deze begrenzing door nog onbekende omstandigheden doorbroken wordt en de arm met hoge snelheden zich in de richting van de patiënt beweegt. Het moet volledig zeker zijn dat een dergelijke terugslag van de arm onmogelijk is voordat het ontwerp daadwerkelijk door patiënten in gebruik zou kunnen worden genomen.

Tevens moeten voor het 'bruikbaar' maken van het ontwerp ook de in 'verbeterpunten' voorgestelde verbeteringen in het ontwerp geïmplementeerd worden. Om echter de perfecte samenstelling van materialen en componenten te vinden zullen uitgebreide testen nodig zijn, die bepalen welke combinatie van componenten de statische wrijving tot een minimum beperken en welke EMG elektroden en versterkers het zuiverste signaal opleveren. Na deze testfase in het laboratorium dient het ontwerp ook in werkelijkheid getest te worden en goedkeuring te verkrijgen door instanties. Dit is een belangrijke drempel voor de realisatie van het apparaat in de samenleving en om deze te overwinnen zal, naast de verbeteringen die aan het ontwerp worden verricht, het ook aangetoond moeten worden dat deze verbeteringen werken en het ontwerp de patiënt helpt in zijn/haar functioneren.

### **Behalen van de eisen**

Tot slot wordt er gekeken naar welke in de beginfase opgestelde eisen het ontwerp voldoet. De meeste eisen zijn gehaald, maar er zijn ook een aantal eisen waar meer aandacht aan zou moeten worden besteed om ze goed te halen. Zo is bijvoorbeeld de eerste eis "Het ontwerp moet aan te sturen zijn door een persoon met de ziekte van Duchenne" maar deels gehaald, dit is een eis die zwaar meetelt, dus belangrijk is om hier verbeteringen voor aan te brengen; Het ontwerp is namelijk voor duchenne patiënten bedacht en ontworpen. Door kalibratie, thresholds, slechte elektroden en filtratie zou het mogelijk te moeilijk voor een duchenne patient zijn de robot gemakkelijk aan te kunnen sturen. Een andere eis was dat de lijnen vloeiend moesten zijn, maar door onder andere de wrijving is het heel moeilijk en er ontstaan altijd kleine oscillaties tijdens het tekenen van lijnen; aan deze eis valt dus ook nog verbetering te behalen. De patient kan de robot ook niet zelf aansluiten, tenminste niet als hij in de rolstoel zit en de armen niet meer goed kan bewegen. In het ontwerp worden vier EMG elektrode-paren gebruikt en om deze aan de armen te bevestigen zal waarschijnlijk te moeilijk zijn voor een duchenne patient, dus ook deze eis wordt in het eindontwerp laag gewaardeerd.

In het algemeen zijn de meeste eisen goed gehaald, alleen zijn er, zoals beschreven, bepaalde eisen die wel heel belangrijk zijn maar toch laag scoren. Door de opstelling en onvoldoende kennis over het ontwerp is het moeilijk om ook aan al deze eisen te voldoen. Door langer met het script bezig te zijn en het gebruik van hoogwaardigere materialen zullen uiteindelijk ook deze eisen hoger gewaardeerd kunnen worden. Het ziet er vooralsnog uit dat veel eisen in ieder geval voldoende gehaald zijn, en de musculator een geslaagd prototype is, waar ook nog veel verbeteringen op te bewerkstelligen zijn.

## REFERENTIES

1. Beenakker, E.A.C., *Duchenne muscular dystrophy quantification of muscular parameters and prednisone therapy*. 2005.
2. *Duchenne Foundation salutes our rare girls and women by raising awareness for a truly rare incidence rate of Duchenne in females*. 2013 [cited 2013 9-6]; Available from: <http://www.duchennefoundation.org.au/Care/Diagnosis-What-do-we-do-Now/Girls-with-Duchenne.asp>.
3. *Muscular Dystrophy: Data & Statistics*. 2007 [cited 2013 9-6]; Available from: <http://www.cdc.gov/ncbddd/muscular dystrophy/data.html>.
4. Milieu, R.v.V.e. and (RIVM), *Uitvoeringstoets bevolkingsonderzoek naar darmkanker*. 2011.
5. Rebecca J. Fairclough, Matthew J. Wood, and Kay E. Davies, *Therapy for Duchenne muscular dystrophy: renewed optimism from genetic approaches*. *Nature Reviews Genetics*, 2013(14): p. 373–378.
6. Hermens, H.J., et al., *SENIAM 8, European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. SENIAM. 1999, Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development.
7. Ramaekers, V.T., et al., *CLINICAL-APPLICATION OF A NONINVASIVE MULTIELECTRODE ARRAY EMG FOR THE RECORDING OF SINGLE MOTOR UNIT-ACTIVITY*. *Neuropediatrics*, 1993. **24**(3): p. 134-138.
8. Priez, A., J. Duchene, and F. Goubel, *DUCHENNE MUSCULAR-DYSTROPHY QUANTIFICATION - A MULTIVARIATE-ANALYSIS OF SURFACE EMG*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1992. **30**(3): p. 283-291.
9. Stienen, A., *Uit de losse hand, Biomechatronisch ontwerpproject*. SRO Neural & Motor Systems, 2013. **K9** (3e jaar, 1e kwartiel).
10. Desney Tan, T.S.S., Dan Morris, Jim Turner, *Wearable electromyography-based controllers for human-computer interface*, M. Corporation, Editor 2012: U.S. p. 27.
11. DS. Andreasen, D.G. *EMG Switch Navigation of Power Wheelchairs*. 2006 [cited 2013 06-09]; Available from: <http://resna.org/conference/proceedings/2006/Research/Mobility/Andreasen.html>.
12. Duck Gun Park, H.C.K. *Muscleman: Wireless input device for a fighting action game based on the EMG signal and acceleration of the human forearm* [cited 2013 06-09]; Available from: [http://www.intuinno.com/uploads/1/0/2/9/10297987/muscleman\\_paper.pdf](http://www.intuinno.com/uploads/1/0/2/9/10297987/muscleman_paper.pdf).
13. Gauthaam, M. and S. Sathish Kumar, *EMG controlled bionic arm*, in *National Conference on Innovations in Emerging Technology* 2011. p. 111 - 114.
14. Freescale Semiconductor, I. *FRDM-KL25Z User's Manual*. 2012. 14.
15. ARM. *Cortex-M0 Processor*. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://www.arm.com/products/processors/cortex-m/cortex-m0.php>.
16. mbed. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://mbed.org/>.
17. mbed. *mbed Compiler*. 2013 11-9-2013]; Available from: <https://mbed.org/handbook/mbed-Compiler>.
18. Arduino. *Arduino*. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://arduino.cc/>.
19. Olimex *SHIELD-EKG-EMG bio-feedback shield*
20. *USER'S MANUAL*. 2013. 20.
20. Adafruit *Adafruit Motor Shield*. 2013. 33.
21. Arduino. *Arduino Motor Shield*. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoMotorShieldR3>.
22. Poloplu. *Gearmotors*. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://www.pololu.com/catalog/category/116>.

Fase 2:

1. Beenakker, E.A.C., *Duchenne muscular dystrophy quantification of muscular parameters and prednisone therapy* 2005.
2. *Duchenne Foundation salutes our rare girls and women by raising awareness for a truly rare incidence rate of Duchenne in females.* 2013 [cited 2013 9-6]; Available from: <http://www.duchennefoundation.org.au/Care/Diagnosis-What-do-we-do-Now/Girls-with-Duchenne.asp>.
3. *Muscular Dystrophy: Data & Statistics.* 2007 [cited 2013 9-6]; Available from: <http://www.cdc.gov/ncbddd/muscardystrophy/data.html>.
4. *Duchenne Muscular Dystrophy.* MDA, Fighting Muscle Disease, 2011.
5. Rebecca J. Fairclough, Matthew J. Wood, and Kay E. Davies, *Therapy for Duchenne muscular dystrophy: renewed optimism from genetic approaches.* *Nature Reviews Genetics*, 2013(14): p. 373–378.
6. Hermens, H.J., et al., *SENIAM 8, European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy.* SENIAM1999, Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development.
7. Ramaekers, V.T., et al., *CLINICAL-APPLICATION OF A NONINVASIVE MULTIELECTRODE ARRAY EMG FOR THE RECORDING OF SINGLE MOTOR UNIT-ACTIVITY.* *Neuropediatrics*, 1993. **24**(3): p. 134-138.
8. Priez, A., J. Duchene, and F. Goubel, *DUCHENNE MUSCULAR-DYSTROPHY QUANTIFICATION - A MULTIVARIATE-ANALYSIS OF SURFACE EMG.* *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1992. **30**(3): p. 283-291.
9. Stienen, A., *Uit de losse hand, Biomechatronisch ontwerpproject.* SRO Neural & Motor Systems, 2013. **K9** (3e jaar, 1e kwartiel).
10. Desney Tan, T.S.S., Dan Morris, Jim Turner, *Wearable electromyography-based controllers for human-computer interface*, M. Corporation, Editor 2012: U.S. p. 27.
11. DS. Andreasen, D.G. *EMG Switch Navigation of Power Wheelchairs.* 2006 [cited 2013 06-09]; Available from: <http://resna.org/conference/proceedings/2006/Research/Mobility/Andreasen.html>.
12. Duck Gun Park, H.C.K. *Muscleman: Wireless input device for a fighting action game based on the EMG signal and acceleration of the human forearm* [cited 2013 06-09]; Available from: [http://www.intuinno.com/uploads/1/0/2/9/10297987/muscleman\\_paper.pdf](http://www.intuinno.com/uploads/1/0/2/9/10297987/muscleman_paper.pdf).
13. Gauthaam, M. and S. Sathish Kumar, *EMG controlled bionic arm*, in *National Conference on Innovations in Emerging Technology* 2011. p. 111 - 114.
14. Freescale Semiconductor, I. *FRDM-KL25Z User's Manual.* 2012. 14.
15. ARM. *Cortex-M0 Processor.* 2013 11-9-2013]; Available from: <http://www.arm.com/products/processors/cortex-m/cortex-m0.php>.
16. mbed. 2013 11-9-2013]; Available from: <http://mbed.org/>.
17. mbed. *mbed Compiler.* 2013 11-9-2013]; Available from: <https://mbed.org/handbook/mbed-Compiler>.
18. Arduino. *Arduino.* 2013 11-9-2013]; Available from: <http://arduino.cc/>.
19. Olimex *SHIELD-EKG-EMG bio-feedback shield*
20. *USER'S MANUAL.* 2013. 20.
20. Adafruit *Adafruit Motor Shield.* 2013. 33.
21. Arduino. *Arduino Motor Shield.* 2013 11-9-2013]; Available from: <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoMotorShieldR3>.
22. Pololu. *Gearmotors.* 2013 11-9-2013]; Available from: <http://www.pololu.com/catalog/category/116>.

23. Carlo J. De Luca, L.D.G., Mikhail Kuzenetsov, Serge H. Roy, *Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination*. Journal of biomechanics, 2010. **43**: p. 1573-1579.

## APPENDIX

### Appendix A: Conceptgeneratie

#### Morfologisch schema

Uit deze functies en een brainstormsessie is een morfologisch schema gemaakt.

Functie	Oplossingen				
Schrijfinstrument	Potlood	Krijt	Pen	Stift	Veer en inkt
Bevestiging	Inklemming	Inklemming	Vastplakken	Klittenband	
schrijfinstrument	met gat en schroef	met metalen strook			
Regulering van druk van schrijfinstrument op papier	Touwtje	Steunen op kar / wielje / lager	Rotatie om gewricht	Tegengewicht/gewicht	Veer
Bewegingstypes	Rotatie	Translatie			
Beweging	DC Motor	Stepper Motor	Hydraulisch	Stoom	Stirlingmotor
produceren					
Beweging overbrenging	Rotatie	Veer	Elektromagnetische rails	Wielen	schroefdraad
	Touw / katrol	Tandwiel / rails	Tandriem		
Beweging regelen	PIC16	PIC18	ARM Cortex M0	Arduino ATmega328	
Opstelling vast zetten	4 schoefjes				
Communicatie	SPI	I2C	ADC	UAARD	
Koppeling	Kabel	Bluetooth	WiFi		
verwerkte EMG					
Materiaal					

#### Concepten van subfuncties afwegen

##### Subfunctie: schrijfinstrument

	Potlood	Krijt	Pen	Stift	Inkt
Gewicht	20 gram	50 gram	20 gram	20 gram	1kg/dm <sup>3</sup>
Prijs	50 ct	50 ct	50 ct	50 ct	Onbekend
Duurzaamheid	Moet tussendoor geslepen worden en gaat snel op	Gaat snel op	Gaat lang mee. Soms moet de vulling vervangen worden.	Gaat lang mee. Minder lang dan een pen.	Grootte van het inkt patroon kan zorgen voor lang meegaan
Schrijven onder verschillende omstandigheden	Schrijft onder verschillende hoeken. Gaat onder druk kapot.	Schrijft onder verschillende hoeken. Wordt snel stomp bij te hoge druk.	Schrijft onder verschillende hoeken. Kan tegen hoge druk.	Schrijft onder verschillende hoeken. Punt kan gaan pluizen bij te	Afhankelijk van de ontworpen dispenser.



				hoge druk.	
Complexiteit	simpel	simpel	simpel	simpel	complex

	Potlood	Krijt	Pen	Stift	Inkt
Gewicht	+	-	+-	+-	+-
Prijs	+	+	+	+	-
Duurzaamheid	--	-	++	+	+-
Schrijven onder verschillende omstandigheden	+-	+-	++	+	+-
Complexiteit	++	++	++	++	--
Algemeen	+-	+-	+	+	-

*Subfunctie: Bevestiging schrijfinstrument :*

Specificaties\concept	Inklemmen met gat en schroef	Inklemmen met hard plastic en rubber band	vastplakken	klittenband
Kracht/druk nodig om vast te zetten	+	+	++	++
Kracht/druk te weerstaan tijdens tekenen	+	++	++	+
Gemak in bevestiging voor gebruiker	++	+-	++	++
Verwisselbare potloden	+-	+	--	-

*Subfunctie: Regulering van druk van schrijfinstrument op papier*

	Touwtje	Steunen op kar / wielje/ lager	Rotatie om gewricht	Tegengewicht / gewicht	Veer
Kosten	0-5 euro (hangt van de lengte af)	5 euro(3 wielen)	goedkoop	1x0,5 kg kost 3 euro	5-10 euro
Moeilijkheid	Makkelijk te gebruiken	Mag niet	moeilijk	moeilijk	Gemiddeld zwaar
Gewicht (gram)	50	200-300	200-300	100-500	100-200
Effectiviteit/	slecht	heel goed	goed	slecht	goed
Werkzaamheid					
Stabiliteit op A4	slecht	heel goed	goed	middel	goed
	Touwtje	Steunen op kar / wielje / lager	Rotatie om gewricht	Tegengewicht/ gewicht	Veer
Kosten	++	+-	+	+	+-
Moeljkheid	++		-	-	+-



Gewicht	++	+	+	+ -	+
Effectiviteit/	--	++	+	-	++
Werkzaamheid					
Stabiliteit	--	++	++	+	+

*Subfunctie: beweging produceren*

	DC	Stepper	BLDC	Stirling	Hydraulisch
Gewicht	0.1-1 kg	0.1-1 kg	0.1-1kg	5-100 kg	0.1-100 kg
Complexiteit	tuning nodig voor een stabiele feedback loop	Microstepper vereist om soepel te laten. Geen feedback control nodig.	zelfde als DC, werkt met sensor in plaats van brush	kennis over thermodynamiek en stromingsleer vereist	kennis over stromingsleer en hydrauliek vereist
Duurzaamheid	Heeft een brush die lijdt tot slijtage	Gaat snel resoneren, en daardoor mogelijk slijten	Heeft weinig snel slijtende onderdelen	Metaal op metaal contact in de motor lijdt tot slijtage	Metaal op metaal contact in de motor lijdt tot slijtage
Afmetingen	10x12x30mm tot zeer groot	Ongeveer in de zelfde groottes als DC.	Ongeveer in de zelfde groottes als DC.	Grote motor die draait op externe verbranding waar ook ruimte voor nodig is.	Afhankelijk van mechanisme. Over het algemeen grote motoren.
Nauwkeurigheid	Afhankelijk van gearing kan zeer grote nauwkeurigheid bereikt worden. Hiervoor is een encoder vereist.	Relatief laag. 1:200 voor zware lading 1:2000 voor lichte lading. Geen feedback control nodig.	Afhankelijk van gearing kan zeer grote nauwkeurigheid bereikt worden	Onnauwkeurig, moeilijk te reguleren voor kleine hoekverplaatsing en	Er bestaan verscheidene nauwkeurige mechanieken. Deze zijn echter wel complex van werking.
Torsie	Op alle toerentallen torsie mogelijk, waarvan de grootte ook afhankelijk is van de gearing.	Torsie valt weg op hoog toerental. Op laag toerental hoge torsie mogelijk.	Op alle toerentallen torsie mogelijk, waarvan de grootte ook afhankelijk is van de gearing.	Zeer grote torsie mogelijk	Zeer grote torsie mogelijk
Efficiëntie	~75-80%	~50%	~85-90%	~40%	Onbekend
Veiligheid	Blijft doorlopen als er iets stuk gaat. Moeilijk te koelen	Laag rendement, dus wordt snel warm	Blijft doorlopen als er iets stuk gaat. Moeilijk te koelen	Heeft hitte nodig om te werken	Werkt met hoge druk
Prijs	Bruikbare modellen voor project in de prijsklasse van 15 euro tot 100 euro.	Bruikbare modellen voor project in de prijsklasse van 10 euro tot 100 euro.	Voor project bruikbare modellen van 100 euro tot 200 euro.	Vanaf 30 euro.	Vanaf 200 euro.

	DC	Stepper	BLDC	Stirling	Hydraulisch
Gewicht	+	+	+	--	--
Complexiteit	-	+	-	--	--

Duurzaamheid	+ -	+	++	+ -	+ -
Afmetingen	+	+	+	--	--
Nauwkeurigheid	++	+ -	++	--	+ -
Torsie	+	+	+	++	++
Efficiëntie	+	+ -	++	--	+ -
Veiligheid	+ -	+ -	+	-	-
Prijs	+	++	--	--	--
Algemeen	+	+	-	--	--

*Subfunctie: beweging uitvoering met behulp van*

Overbrenging \ Specs	Scharnier	Veer	Elektro-magnetische rails	Wielen	Schroefdraad	Touw/ katrol	Tandwiel / rails	Band
Kosten	Vanaf €1,-	Vanaf €2,-	Vanaf €25,-	Vanaf €5,-	Vanaf €5,-	Vanaf €2,-	Vanaf €7,-	Band vanaf €3,- Schijf: vanaf €7,-
Gewicht	licht	licht	zwaar	gemiddeld	zwaar	gemiddeld	zwaar	Gemiddeld
Eenvoud toepassing	eenvoudig	Moeilijk	moeilijk	gemiddeld	gemiddeld	moeilijk	gemiddeld	Gemiddeld
Precisie aansturing	Eenvoudig	gemiddeld	nauwkeurig	nauwkeurig	gemiddeld	gemiddeld	nauwkeurig	Gemiddeld
Ruimte die de applicatie inneemt	Divers	Lengte: 1-40 cm, dikte: 0.2-20 mm	10-100 mm breed	Diameter 10-120 mm	Diameter 10-200 mm	Lengte katrol: 60-180 mm	weinig	Diameter schijf: 30-510 mm
Duurzaamheid	Lang	gemiddeld	Gemiddeld	Lang	Lang	Gemiddeld	Lang	Gemiddeld

Overbrenging \ Specs	Scharnier	Veer	Elektro-magnetische rails	Wielen	Schroefdraad	Touw/ katrol	Tandwiel / rails	Band
Kosten	+	+	-	+	+	+	+/-	+/-
Gewicht	+	+	-	+/-	-	+/-	-	+/-
Eenvoud toepassing	+	-	-	+	+	-	+	+
Precisie aansturing	+	+/-	+	+	+/-	+/-	+	+/-
Ruimte die de applicatie inneemt	+	+	+	+	+	-	+	+
Duurzaamheid	+	+/-	+/-	+	+	+/-	+	+/-

<http://www.axa-hang-sluitwerk.nl/page/834/Belastingoverzicht-scharnieren.htm>

*Subfunctie: beweging*

	Rotatie	Translatie
Complexiteit	gemiddeld	simpel
Constructie	Simpele lichte constructie	Ingewikkelde zware constructie
Stabiliteit	Minder stabiel	Stabiel controleerbaar
Precisie	Wordt minder op grotere afstand	Grote precisie
Krachtverdeling	Moment op scharnier	Moment op frame

	Rotatie	Translatie
Complexiteit	+-	+
Constructie	++	-
Stabiliteit	+-	+
Precisie	+-	++
Krachtverdeling	-	+
Algemeen	+	+

*subfunctie: beweging regelen*

Microcontroller	PIC16	PIC18	ARM Cortex M0	Arduino ATmega328
Specs				
Prijs	€0.39 - €4.12	€1.16 - €8.44	€5 - €10	€3.86
Moeilijkheid	normaal	normaal	Normaal	makkelijk
programmeertaal	Assambly C C++ Forth Pascal	Assambly C C++ Forth Pascal	Assambly C C++	C C++
prestaties	5 - 8 MIPS	8 - 16 MIPS	0.84 -1.21 DMIPS/MHZ	20 MIPS
EEPROM (bytes)	0-256	0-1024	1024- 8192	1024
RAM (Bytes)	25-2048	256-4096	256	2048
Program Memory	Up to 28 KB	Up to 128 KB	Up to 64 KB	Up to 32 KB
I/O pins	11-55	15-87	17-42	23
Hoeveelheid Pinnen	14-64	18-100	20- 48	28
Max CPU (MHz)	16-48	32-64	50	20
Oscillator (MHz)	4-32	8-32	1-25	8
Digitale (Max) communicatie	2 -A/E/USART 2 -MSSP(SPI/I2C)	4 -A/E/USART 3 -MSSP(SPI/I2C)	1- I2C 1- SPI 1- UART	1 –USART, 1 –SPI, 1 - I2C
Voltage	1.8V – 15V	1.8V - 5.5V	1.8V -3.6V	1.8V – 5.5V

Microcontroller Specs	PIC16	PIC18	ARM Cortex M0+	Arduino ATmega328
Prijs	++	-	--	+
Moeilijkheid	+	+	+	-
programmeertaal	++	++	+	+
prestaties	-	+	-	++
EEPROM (bytes)	-	+	++	+
RAM (Bytes)	+	++	-	+

Program Memory	--	++	+	-
I/O pins	+	++	-	-
Hoeveelheid Pinnen	+	++	-	-
Max CPU (MHz)	-	++	+	--
Oscillator (MHz)	++	++	+	-
Digitale (Max) communicatie	+	++	+	+
Voltage	++	+	-	+
<b>Total</b>				

#### *Subfunctie: communicatie*

COMMUNICATION SPECS	SPI	I2C	ADC
Minimum bus breedte	4-wire	2-wire	1-wire
Communicatie type	Full-duplex	Half-Duplex	Single- end
Eenvoudige implementatie	Complex	Complex	Easy
Plug and Play	No	Yes	Yes

COMMUNICATION SPECS	SPI	I2C	ADC
Minimum bus breedte	--	+	++
Communicatie type	++	+	+
Eenvoudige implementatie	-	-	++
Plug and Play	-	+	+

#### *Subfunctie: motor actuatie*

Motor actuator Specs	Adafruit Motor Shield V2	Arduino Motor Shield
Prijs	Ongeveer €15,-	€20,-
Moeilijkheid	moeilijk	normaal
Communicatie	I2C	PWM
Aantal motoren	Tot 4 DC motors Tot 2 stepper motors 2 servo motors	Tot 2 DC motors 1 stepper motor
Bordjes koppelen	Max 32 bordjes	Niet mogelijk
Voltage motoren	4.5V – 13.5V	5V – 12 V
Ampere motoren	1.2A (3A max)	2A (4A max)

Motor actuator Specs	Adafruit Motor Shield V2	Arduino Motor Shield
Prijs	+	-
Moeilijkheid	-	+
Communicatie	+	-
Aantal motoren	+	-
Bordjes koppelen	+	-
Voltage motoren	+	-
Ampere motoren	-	+

### Subfunctie: Materialen

	Hout	Kunststof	Wolfraam	Rubber	Aluminium	Ijzer	Koper
<b>Prijs</b>	goedkoop	goedkoop	middel	goedkoop	goedkoop	goedkoop	middel
<b>Gewicht</b>	licht	licht	Licht/ gemiddeld	licht	middel	middel	middel
<b>Hardheid (MPa)</b>	50-100	x	hoog	x	x	400-600	x
<b>Elasticiteit/ Y-modulus (GPa)</b>	14	hoog	411	0.01 - 0.1	70	210	117
<b>Dichtheid (kg/m<sup>3</sup>)</b>	600	800-2200	19300	1100	2700	7874	8960
<b>Elektrische geleidbaarheid (A/(V · m))</b>	x	15 x lager dan bij metalen	$18,52 \cdot 10^6$	laag	$37,7 \cdot 10^6$	$1 \cdot 10^7$	$59,1 \cdot 10^6$
<b>Thermische geleidbaarheid (W/(m · K))</b>	0,13	laag	170	hoog	235	80	400
<b>Smeltpunt K</b>	x	420-470	3.695	Verliest stijfheid vanaf 60°C	933,47	1.809	1357,77

	Hout	Kunststof	Wolfraam	Rubber	Aluminium	Ijzer	Koper
<b>Prijs</b>	++	++	+	++	+	+	+ -
<b>Gewicht</b>	++	++	+	+	+	+	+
<b>Hardheid</b>	+ -	+ -	++	+ -	+	+	+
<b>Elasticiteit/Y- modulus</b>	+	+	+ -	-	++	+ -	+ -
<b>Dichtheid</b>	++	++	--	++	+	-	-
<b>Elektrische geleidbaarheid</b>	++	++	-	+	-	--	-
<b>Thermische geleidbaarheid</b>	-	-	++	+ -	++	++	++
<b>Smeltpunt</b>	+	-	++	--	+	++	+

## Appendix B: PvE per concept

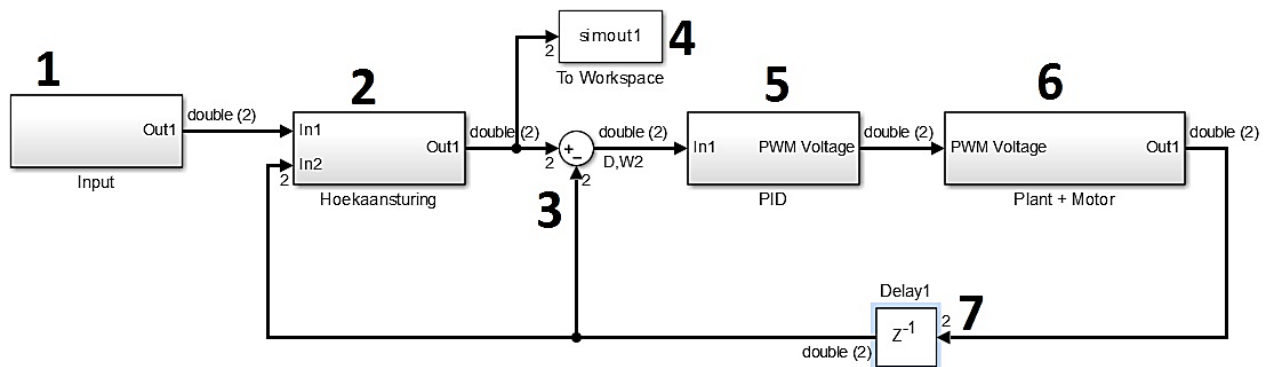
Eisen	Concept 1	Concept 2	Concept 3	Concept 4
<b>Opdrachtgever</b>				
- Het ontwerp moet aan te sturen zijn door een persoon met de ziekte van Duchenne.	0	0	0	0
- Het bereik van het ontwerp moet een A4-papier beslaan.				
- Het ontwerp moet tekenen in een vlak dat vastligt aan de tafel.	++	++	++	++
- Het ontwerp mag niet meer dan €100,- kosten	0	0	0	0
- Het ontwerp mag geen fysieke interactie met de patiënt hebben, met uitzondering van de EMG elektrodes.	++	++	++	++
- Het ontwerp mag alleen gestuurd worden op basis van verwerkte EMG signalen.	0	0	0	0
Het ontwerp mag alleen op een 15cm bij 15cm vlak contact hebben met de tafel.	++	++	+	-
- De te gebruiken onderdelen moeten voorradig zijn of gemakkelijk zelf gemaakt kunnen worden.	0	0	0	0
- Het ontwerp moet in staat zijn alle bewegingen in een 2D vlak vloeiend te maken	++	++	++	++
<i>Wensen:</i>				
- De stift moet mechanisch van het papier afgehaald kunnen worden. (3D bewegingen)	+/-	+/-	++	+/-
<b>Onderzoeker/ontwerper:</b>				
- Het ontwerp moet met de kennis van een begin 3 <sup>e</sup> jaars BMTer te ontwerpen zijn.	++	++	+	+
- In 8 weken moet het prototype af zijn en de eerste ronde test hebben ondergaan	0	0	0	0
- In 10 weken moeten het ontwerp af zijn.	0	0	0	0
<b>Ouders/Verzorgers/Therapeut:</b>				
- De patiënt mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.	0	0	0	0
- Het ruimtelijk ontwerp mag niet meer ruimte innemen dan de grootte van een half bureau.	++	++	++	+
- Het ontwerp moet, als het niet gebruikt wordt, op te bergen zijn.	+	+	+	+
- De patiënt moet in geval van calamiteiten geen hinder ondervinden van het ontwerp	++	++	++	++
- De patient moet toegankelijk zijn voor ouders / verzorgers	++	++	++	++
- Het ontwerp moet gebruikt kunnen worden door rolstoelgebruikers	++			
- Het ontwerp moet de essentiële hulpapparatuur van een duchenne-patient niet belemmeren	++			
- Het ontwerp mag de degeneratie van de spieren niet versterken	0	0	0	0
- Het ontwerp moet zeer weinig onderhoud vereisen	+	+/-	+	+
- De patient moet zelfstandig gebruik kunnen maken van het apparaat	0	0	0	0
- Het ontwerp mag niet meer wegen dan 20 kilo	0	0	0	0
<i>Wensen:</i>				
- Het ontwerp moet, met uitzondering van de EMG-apparatuur, draadloos zijn	-	-	-	-
<b>Patient</b>				
- De patient mag niet verwond worden bij het gebruik van het ontwerp.	0	0	0	0

- Het ontwerp mag er niet angstaanjagend uitzien.	++	+	+	+/-
- Fysiek beperkte mensen moeten gebruik kunnen maken van het ontwerp	++	++	++	++
- Het ontwerp moet snel in gebruik te nemen zijn	++	++	++	++
- Het gebruiken van het apparaat mag geen fysieke moeite kosten	++	++	++	++
<i>Wensen:</i>				
- Het ontwerp moet verschillende kleuren kunnen produceren	+	+	+	+
<b>Reparateur</b>				
- Het apparaat moet snel te repareren zijn	0	0	0	0
- Er moet weinig kennis nodig zijn om het apparaat te repareren	0	0	0	0
Het apparaat moet toegankelijk zijn voor reparatie	0	0	0	0



## Appendix C: Modelling ontwerp in Matlab en Simulink

Om het gedrag van het systeem bij de berekende regelaarconstanten te kunnen simuleren is aan de hand van het dynamische model een model in Simulink opgesteld.



### Model Parameters

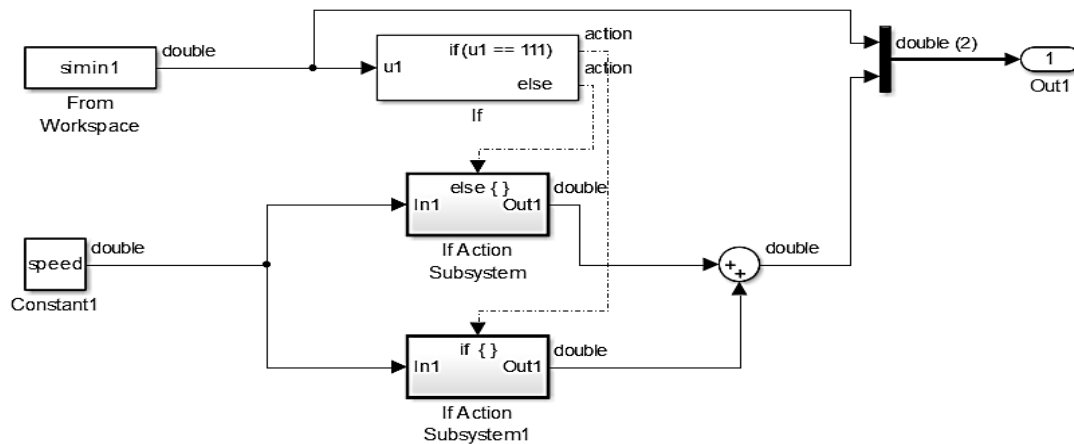
Dit model simuleert stap voor stap het gedrag van het in werkelijkheid deels continue en deels discrete systeem. Om deze eigenschap van het systeem te simuleren is het systeem met variabele stapgrootte gesimuleerd. Hierbij is de stap van het discrete systeem, de hardware van het apparaat, gezet op de gekozen looptijd van 0.005 seconden, wat een samplefrequentie van het EMG en de encoder van 200Hz tot gevolg heeft. De modellering van de plant en de motoren, welke continue veranderen, is met variabele stapgrootte doorgerekend. Het gehele model is met deze verschillende stapgroottes doorgerekend met het Dormand-Prince algoritme.

### Input

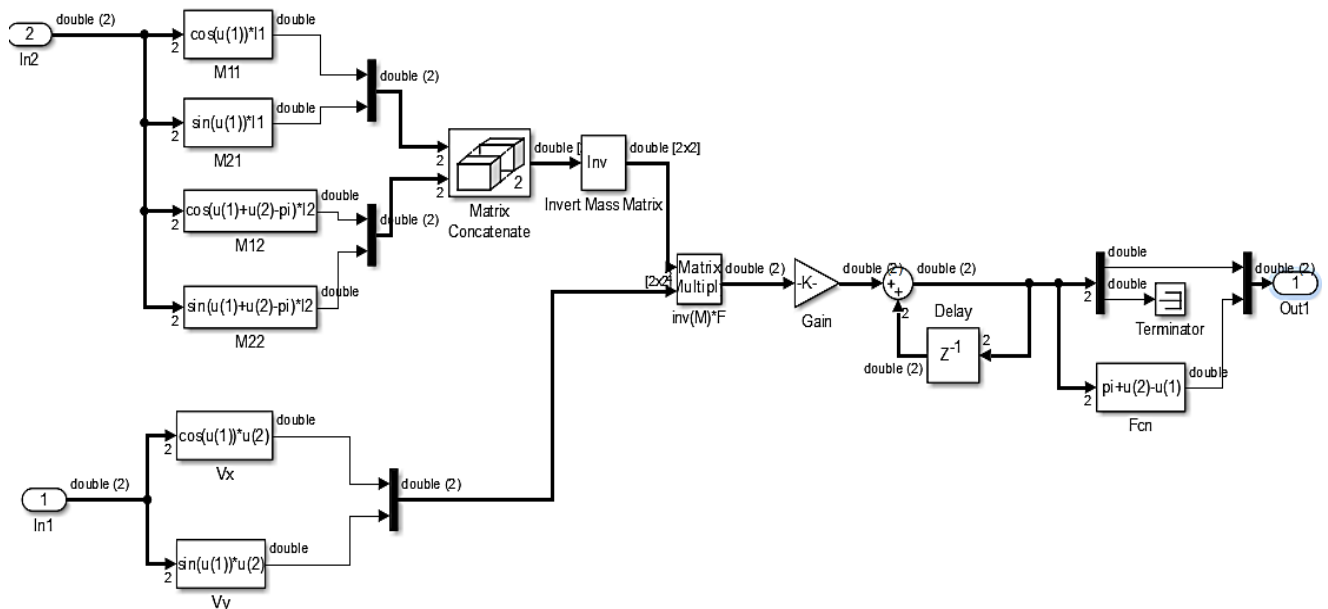
Het model heeft als input de constanten van de geïmplementeerde PD-controller, de weerstand en de back-EMF constante van de motor en de afmetingen van de plant. Daarnaast valt de gewenste snelheid waarmee de pen beweegt in te stellen. De input waarmee de arm gestuurd wordt is net als in de echte situatie een hoek die de richting aangeeft waarin de arm moet bewegen, of indien er niet bewogen dient te worden een waarde die voor stilstand codeert. Deze hoekaansturing kan in Matlab gesimuleerd worden door een vector met waarden te maken die de snelheden aangeven die benodigd zijn voor het maken van door de gebruiker bepaalde figuren.

### Verwerking in het model

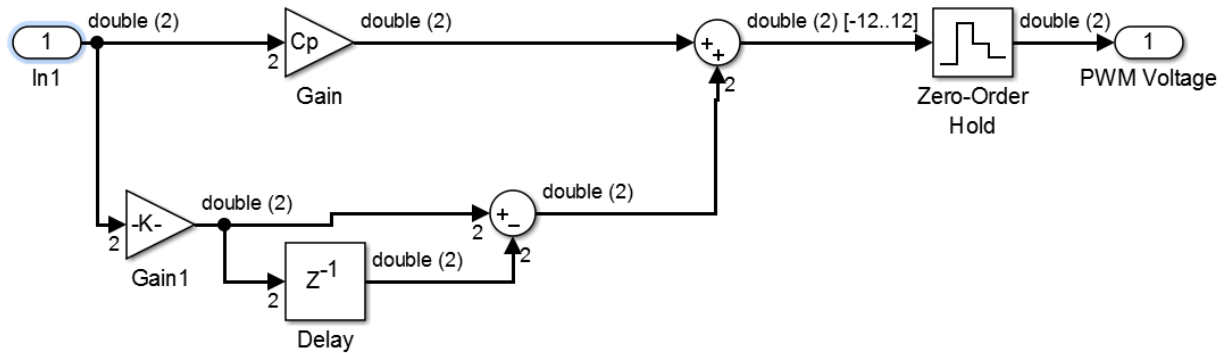
Het inputsignaal wordt als eerste gedecodeerd bij nummer 1 (uit bovenstaand figuur) door de momenten waarop de arm niet dient te bewegen uit de input te bepalen. In dit geval wordt de actie "geen beweging" gecodeerd met het getal 111, terwijl alle andere getallen uit de input beschouwd worden als hoeken die de gewenste bewegingsrichting aangeven. Met het onderstaande Simulink systeem is dit gesimuleerd.



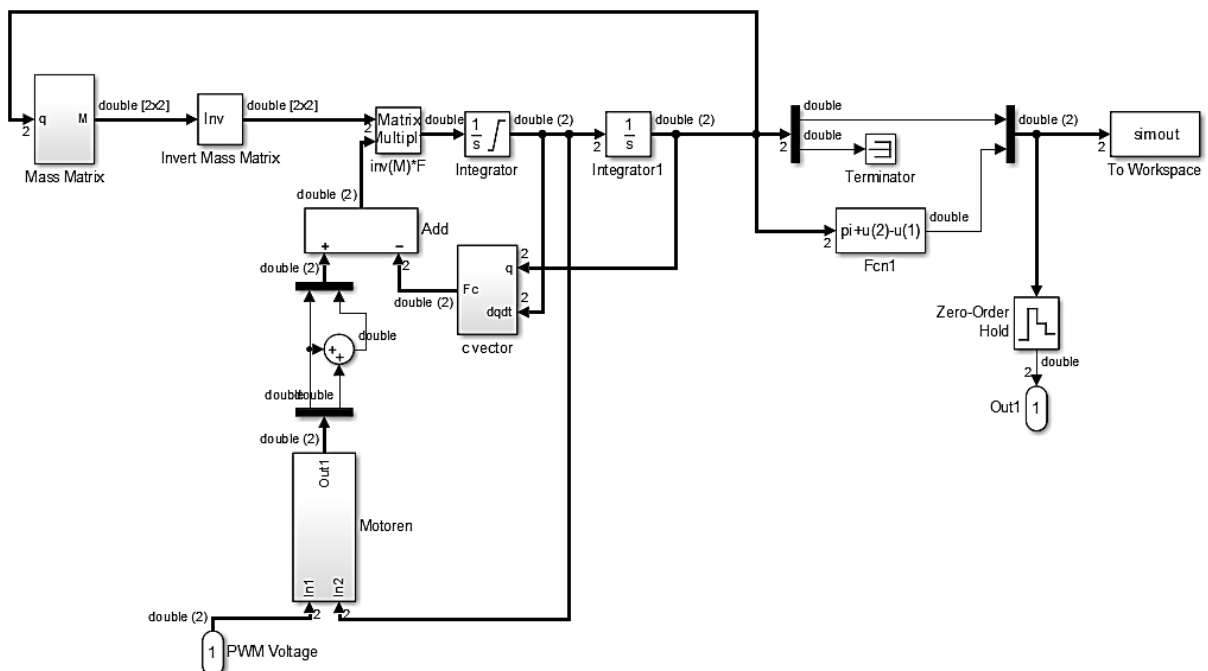
Vervolgens wordt het signaal bij nummer 2 omgerekend tot hoeksnelheden door middel van inverse kinematica (zie Dynamisch Model en EMG aansturing). Hierna worden deze hoeksnelheden discreet geïntegreerd om de gewenste positie voor iedere tijdstap te bepalen. Dit is te zien in onderstaand systeem:

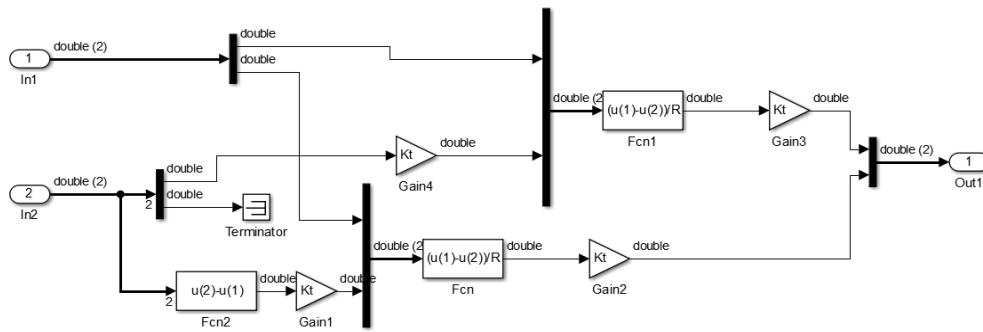


Deze gewenste hoekpositie is de referentiewaarde voor de regelaar in het model, en wordt bij nummer 3 vergeleken met de werkelijke hoeken. Vervolgens gaat deze fout naar de regelaar in 5, die de fout proportioneel en differentieel regelt (zie Dynamisch Model, regelaar). De output van de regelaar is vervolgens met een zero-order hold gemodelleerd, die de conversie van digitaal naar analoog modelleert.



Hierna wordt het voltage naar de motoren gestuurd. Het in dit model gesimuleerde systeem van de motoren is afgeleid uit de vergelijkingen voor de motoren in het voorgaande stuk, “Dynamisch Model”. Deze motoren leveren vervolgens ieder een moment, die wordt uitgeoefend op de plant, de mechanische constructie van de robotarm. Vervolgens wordt voor beide vrijheidsgraden door een mechanisch model, afgeleid uit de vergelijkingen voor een horizontale fysische slinger in het dynamische model, gesimuleerd hoe deze bewegen. De uitkomsten worden vervolgens teruggerekend naar de hoeken van de arm. Deze worden vervolgens teruggekoppeld naar de regelaar via een zero-order hold, welke de conversie van analoog naar digitaal modelleert, en de delay bij nummer 7 die de waarden omzet naar het discrete domein van de controller. Tevens zijn deze hoeken de output van het model.





Vervolgens worden in het model voor iedere tijdstap de positie van de robotarm en de weg die deze afgelegd heeft geplot. Uit deze afbeelding (onderstaand) kan het resultaat van de voor het ontwerp bepaalde regelconstanten worden bepaald.

