

13-6-2018

Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications

Mens en Techniek |
Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

[Guido Ansem, 13095986](#)

ONDER BEGELEIDING VAN DR. R.M.A. VAN DER SLIKKE & A.W.M. DOBBESLTEEN

Auteur:	Guido Ansem, 13095986
Onderwijsinstelling:	De Haagse Hogeschool
Opleiding:	Bewegingstechnologie
Adres:	Geluksklaver 22
Postcode/Plaatsnaam:	3069DA, Rotterdam
Opdrachtgever:	Dhr. dr. Ir. D.H. Plettenburg & dhr. ir. R. Bos
Adres:	Mekelweg 2
Postcode/Plaatsnaam:	2628CD, Delft
Werkveld:	16 Weken
Duur Afstuderen:	Bending over sheave endurance for small
Opdracht:	diameter cables in prosthetic applications
Eerste docent begeleider:	Dhr. Dr. R.M.A. van der Slikke
Tweede docent begeleider:	Dhr. A.M.W. Dobbelssteen
Datum:	13-06-2018

Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications

G. Ansem, 13095986

June 13, 2018

Abstract

This paper presents the results of a study regarding the cyclic bending over sheave fatigue life of five different type of small diameter cables ($d \leq 2.5$ mm) in a simple bending test around a $D = 10$ mm sheave. The goal of the study is to estimate the lifespan of cables in prosthetic applications. Three fiber cables (Dyneema®) and two steel wire cables were subjected to a tension of 150 N for all cables and a normalized tension of 20 N/mm^2 for each individual cable, number of cycles to failure was recorded. None of the cables that were in this research withstood the limit of 50,000 bending cycles at a tension of 150N, which was stated as a minimum for prosthetic applications. Based on the data from tests performed at a normalized tension it is concluded that Dyneema® SK78 has superior performance compared to all other cables when the diameter is equal for all cables. The Dyneema® SK78 cable is therefore regarded as the cable most suited for usage in prosthetic applications, surviving a minimum of 31,826 cycles to failure. The steel wire cables with and without nylon coating show inferior cyclic bending over sheave fatigue life compared to all fiber cables. The steel cables survived 1100 and the nylon coated steel cables 3400 bending cycles to failure. Further research regarding the amount of active hand movements made by prosthesis users at a certain tension is needed for a more accurate estimation of the lifespan of these cables within prosthetic applications.

Under the guidance of: dr. R.M.A. van der Slikke, A.M.W. Dobbelseen, ir. R. Bos
and dr. ir. D.H. Plettenburg.

1. Introduction

Our arms and legs connect us to the world as they enable us to move, not only our own bodies, but also objects around us. We use them in almost every activity we undertake and it is hard to think of an everyday task for which we use neither. The fact that our limbs do exactly what we want them to do is often taken for granted. If someone is born with a limb defect or if a limb is paralyzed or amputated after a traumatic event, everyday tasks can become challenging. Ziegler-Graham, MacKenzie, Ephraim, Trivison & Brookmeyer (2008) estimated that 1.6 million people in the U.S. were living with the loss of a limb in 2005. A lot of these people can greatly benefit from the usage of a prosthesis. People with upper limb amputations who use their prosthesis are shown to use it more than eight hours on an average day (Millstein, Heger & Hunter, 1986; Fraser, 1993). Burger & Marincek (1994) found subjects were using the functional prostheses up to 11.8 hours a day. This study concluded that subjects use their prostheses for a variety of everyday tasks and benefit greatly despite not being fully satisfied with their prostheses. Any discomfort they mentioned was mostly due to heat and consequent sweating of the stump. Furthermore, Weiss, Miltner, Adler, Brückner, & Taub showed in 1999 that the use of a functional prosthesis can reduce phantom pain in the missing limb.

Nowadays there is wide variety of prostheses available. These prostheses can be categorized in three major groups: cosmetic prostheses, body powered prostheses and externally powered prostheses, these last two groups are often classified as functional prostheses. All functional prostheses have one thing in common, they need to be able to transfer forces. To do this, cables¹ in combination with sheaves can be used. The use of this combination brings about some complications. When a cable is bent over a sheave it has to go from a straight condition to a bent condition and back to straight, this is called a bending

cycle. When this bending cycle repeats itself often, the material can eventually break due to material fatigue or abrasion.

This study focused on the cyclic bending over sheave (CBOS) fatigue life of small diameter cables (≤ 2.5 mm) cables, made of different materials for use in prosthetic applications, similar to those described in figure 2. The cables were bent around a $D = 10$ mm sheave at a cable tension of 150N and a tension of 20 N/mm² to normalize for the difference in diameter. The goal of this study was to answer the question which cables are best suited for usage in these applications and estimate their lifespan.

1.1 Cables usage in prostheses

An example of the application of cables and sheaves in prostheses is the body powered arm prosthesis (figure 1). These prostheses are operated using cables and harnesses. The pro- and retracting movements of the shoulders are used to put tension on the cable and open or close the hook or hand.

Usually, in this type of prosthesis the fingers cannot move independently. When the hand is closed to grab a non-cylindrical object, all fingers will reach a maximum flexed position as soon as one finger makes contact with the object. In this situation only one finger will make contact with the object which results in a reduction of grip on the object and a less natural look of the position of the hand.

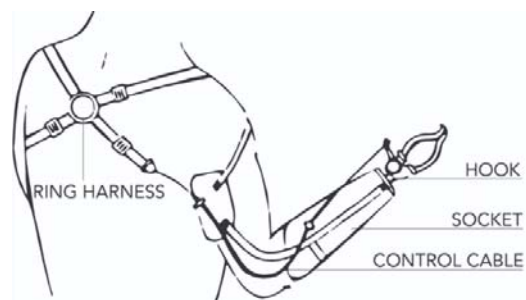


Figure 1 Body powered arm prosthesis, when the user puts tension on the control cable de hook will open or close. (P&O care, <http://www.pandocare.com>).

¹In this paper the term cables is used for all types of cables, ropes, wires, steel or synthetic materials

Cables and sheaves can offer a solution to this problem. By using multiple sheaves, a construction can be made in which the remaining fingers can keep flexing until they are in contact with the object. An example of a construction like this is shown in figure 2. In this construction, when one finger (A) makes contact with the object this finger will stop flexing. Because the other finger (B) is not in contact with the object the sheave will continue to move in proximal direction. This is enabled by the cable on side B which shortens while the cable on side A elongates. This results in a continuous flexing motion of finger B until this finger is in contact with the object or the prosthesis (figure 2, right). When multiple sheaves are used, it is possible for all the fingers to come in contact with the object.

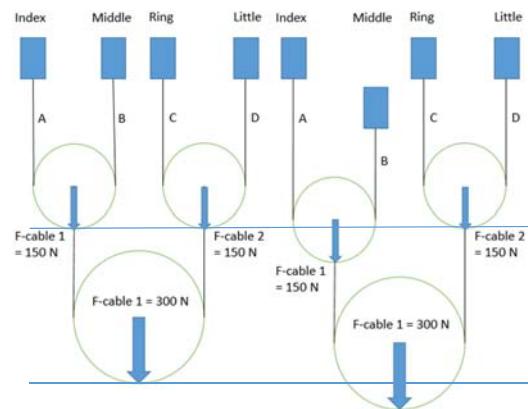


Figure 2 Schematic view of the sheave construction for index, middle, ring and little finger. When there is no tension on the cable all fingers will be in the same position (left). When there is tension on the cable the sheaves enable one finger to continue flexing (right).

These and similar constructions are currently not commonly used due to their low durability. The cables used in these constructions have a high risk of failing due to bending fatigue and the high tensile forces that occur in prosthesis usage. This study will focus on different cable materials and their CBOS fatigue lives in circumstances similar to those found in prostheses, with the objective to enable usage in constructions like described here in the future.

Hardly any literature is available regarding the amount of grasping motions that are made

with prostheses on a daily basis. One study asked their participants to estimate how many active hand movements they made per hour at work and at home with their myo-electric prosthesis (Northmore-Ball, Heger, & Hunter, 1980). On average, subjects estimated their active hand movements at 29 per hour during work hours and 12 per hour at home. Considering the 11.8 hours of prosthesis usage found by Burger et al., (1994) and an eight hour workday, this would result in 277.6 active hand movements on an average workday and 141.6 on weekends. It was estimated that replacing the cable more than twice a year will be experienced as inconvenient by the patient and increases abandonment of the prosthesis. Since the cable is only subjected to high tension when the hand is closing this amounts to a minimum of 43,451 bending per six months. Opening the hand produces only a fraction of the tension that is produced whilst closing the hand because no grasping force is needed. The tension when opening the hand will be merely due to internal friction within the prosthesis and will therefore be neglected.

For the usage of cables in applications where safety measures are required, a safety factor of 15-20% is commonly used (Feyrer, 2015, p. 288). The breaking of a cable in prosthetic applications will not bring about any major safety consequences. However, due to the inconvenience of a malfunctioning prosthesis combined with the inability to replace the cables without intervention of a revalidation center and a long waiting list, a safety factor of 15% was taken in to account. This amounts to the minimum number of bending cycles the cables have to withstand for prosthetic applications to be 49,968 or rounded 50,000. Furthermore, Feyrer states "In order not to disappoint expectations, rope endurance should be regarded as the number of bending cycles that at most 10 % of the ropes do not survive" (p. 271). In this study all cables were tested only three times. Therefore, the lowest performance shall be regarded as the endurance of the cable.

1.2 Cable materials

There has been a lot of research to CBOS behavior of different cable materials and constructions in the past. Most of the research has been done in the marine field regarding mooring lines and cables for deep sea handling operations. Compared to the prosthesis industry this industry operates with larger sheaves and cables. The smallest cable diameter found in the literature amounted to 10 mm and the smallest sheave diameter 100 mm (Sloan, Nye, & Liggett, 2003; Nabijou & Hobbs, 1994; Onur, & Imrak, 2012). This research will focus on smaller diameter cables (≤ 2.5 mm) and their behavior when frequently bent over small diameter sheaves ($d = 10$ mm). The cables found in prostheses are more commonly ≤ 2 mm (Kimikawa, & Maeno, 2008; Carrozza et al., 2004; Laurentis, & Mavroidis, 2002), however, for one of the cables used in this study (Dyneema® SK99) it was not possible to obtain a ≤ 2 mm cable. Therefore a 2.5 mm cable was used instead. Normalization shall be applied to compare the different diameters.

Currently, steel cables are more commonly used in a construction similar to Bowden cables (Ottobock, 2018; TRS Prosthetics, 2018). However, multiple studies have shown that certain synthetic fiber cables have superior CBOS fatigue lives compared to steel cables (Horn, Riewald, & Zweben, 1977; Petrina, Phoenix, Leban, & Pappas 1995; Petrina, Leban, Shelle, Pappas, & Phoenix, 1996; Sloan et al., 2003). Different types of synthetic fiber used in similar applications are: nylon, polyester (PET), liquid crystal polymer (LCP), high molecular weight polyethylene (HMPE) and different types of aramid fibers, namely Kevlar® and Technora®. Of these fibers, HMPE has been shown to have the longest CBOS fatigue life (Hobbs & Burgoyne, 1991; Karnoski & Liu, 1988).

The largest manufacturer of HMPE fibers is Dyneema®. Dyneema® offers a wide variety in HMPE fibers. For this research Dyneema® SK78

and Dyneema® SK99 are used because of the high tensile strength of these particular fibers compared to other HMPE fibers (Dyneema®, 2016).

Multiple studies have shown that jacketed cables have superior CBOS fatigue life compared to unjacketed cables made out of the same materials. (Horn et al., 1977; Sloan et al., 2005; Petrina et al., 1995, 1996; Karnoski & Liu 1988;). However, due to the limited diameter of the cables used in prostheses, the jacketing of a cable will result in a reduction of the diameter of the part of the cable that bears the load. A Dyneema® SK78 cable with a polyester jacket was included in this study to examine the effect of jacketing on small diameter cables.

For this research, five types of materials for cables were tested: Dyneema® SK78, Dyneema® SK78 with a polyester jacket, Dyneema® SK 99, stainless steel and nylon coated stainless steel. The steel cables were expected to have far worse CBOS fatigue lives and will be used as comparison since this type of cable are commonly used in upper limb prosthesis. All Dyneema® cables had a braided cable construction which has been found to have longer CBOS fatigue lives than parallel lay constructions in fiber cables (Mowen, 2000; Karnoski, 1997), the stainless steel cables used a 7x7 flattened cross-lay construction.

1.3 Hypothesis

The Dyneema® SK99 cable was expected to have longest CBOS fatigue life compared to all other cables due to its high tensile strength ($148.74 > 117.77$), followed by the Dyneema® SK78 cable. Despite the literature the Dyneema® SK78 cable with a polyester jacket was expected to have a lower CBOS fatigue life compared to unjacketed Dyneema® SK78 due to reduction in the diameter of the core of the cable. The coated stainless steel cables were expected to have shorter CBOS fatigue life compared to all fiber cables, although a better CBOS fatigue endurance than non-coated

stainless steel cables due to lubrication of the nylon coating and difference in breaking surface (A. Helsloot, D. Hooijmeijer, K. Pasma, & W. Maas, 2017).

2. Method

2.1 Cable specifications

In this study the CBOS fatigue life of different types of cables was investigated, the cable specifications are displayed in table 1.

Table 1 Specifications of the cables used.

MATERIAL	CONSTRUCTION	D
DYNEEMA® SK78	12 braid	2 mm
DYNEEMA® SK99	12 braid	2.5 mm
DYNEEMA® SK78/ POLYESTER	16 braid, 16 braid jacket	2 mm
STAINLESS STEEL	Flattened cross-lay 7x7	1.19 mm
STAINLESS STEEL, NYLON COATED	Flattened cross-lay 7x7	1.42 mm

All steel cables were fabricated by Hosmer Dorrance Corporation.

2.2 Test setup

The test setup used in this research is shown in figure 3. This test setup was designed by R. Bos. (2016) and later optimized by Helsloot et al., (2017). For this current research the setup was strengthened to be able to withstand the higher loads used in this study. The setup is similar to the standard machines described in Feyrer (2015, p. 215-220). Two cables of approximately 90 and 50 cm were used for one test. Both cables were connected to a load cell and thus combine into one 140 cm cable. One end of the cable was connected to the top

sheave (traction sheave) and guided over de lower sheave (follower sheave) and again connected to the other side of the traction sheave. The follower sheave was connected to an axis which was loaded with weights to apply the desired preload. The follower sheave was allowed to move vertically to ensure a constant preload regardless of possible cable elongation. Every cable was tested three times and tests automatically stopped when a cable broke.



Figure 3 Side view of the test setup.

To compare the different cables, despite the differences in diameter, the preload for all cables was adjusted to meet a tension of approximately 20 N/mm². To estimate the lifetime of the specific cables at maximum load during prosthesis use, a preload of approximately 300 N was used. This equals, or exceeds the forces found in the control cable of body powered arm prostheses (Bongers, Smit, Van der Sluis, & and Plettenburg, 2012; Bos & Plettenburg, 2017; Nikooyan, Tolou, Smit, Plettenburg & Herder, 2012). This preload of 300 N in the control cable of the prosthesis results in 150 N of tension in both ends of the cable when bent over a sheave (figure 2). The amount of cycles to failure was then calculated by dividing the time of the test in minutes by the RPM of the motor and multiplied this number by two, since two bending cycles were made for every revolution of the drive shaft.

The machine was driven by a brushed DC-motor with planetary gearhead (Drive-System

Europe Ltd. type: DSMP 420-24-104-BFE) and powered by three power supplies set in a series circuit (ES 010 5, Delta Elektronika). This motor drove a crank-rocker type four-bar mechanism (Bos, 2016) which in turn drove the tractions sheave. The rotating motion of the DC-motor instigated an oscillating motion of the traction sheave. The motor was set to its maximum speed of 62 revolutions per minute (RPM). The traction sheave turned in strokes of 90 degrees and had a radius of 100 mm resulting in a stroke length of 157 mm (Bos, 2016).

In this research a follower sheave with a 5 mm radius was used. All sheaves were aluminum with a width of 10 mm, and had a round groove, a groove width of 7.5 mm and a groove depth of 3 mm.

2.3 Hardware

To register the output data, an Arduino Uno was used, combined with a motor shield (Adafruit motorshield for Arduino v2 kit-v2.3) and data logging shield (Adafruit Data logging shield for Arduino) To register the tension on the cable a Load Cell (Futek, LSB200, 100lb, JR S-Beam) was used. To control the power supply to the motor a HEXFET® Power MOSFET (type IRF2804PbF) transistor was used. The Arduino reported the data from the load cell and saved it on an SD-card in Excel at a rate of 100 Hz. The Excel file was then imported into MATLAB for interpretation.

2.4 Variables

The variables tested in this study were:

Independent

- Cable material.

Dependent

- The number of bending cycles to failure.

3. Results

The results of CBOS tests at a tension of 20 N/mm² are shown in figure 4. The Dyneema® SK 78 with a polyester jacket has the highest

CBOS fatigue life at this tension, with lowest performance being 122,260 cycles to failure, followed by the Dyneema® SK78 cable (91,227 cycles to failure). Of the fiber cables SK99 shows the lowest CBOS fatigue life (63,754 cycles to failure). Both steel cables show inferior CBOS fatigue lives compared to the fiber cables. Of the steel cables the nylon coated cable has the highest CBOS fatigue life (12,154 cycles to failure) with the non-coated steel cables showing lowest CBOS fatigue life of all cables (5229 cycles to failure).

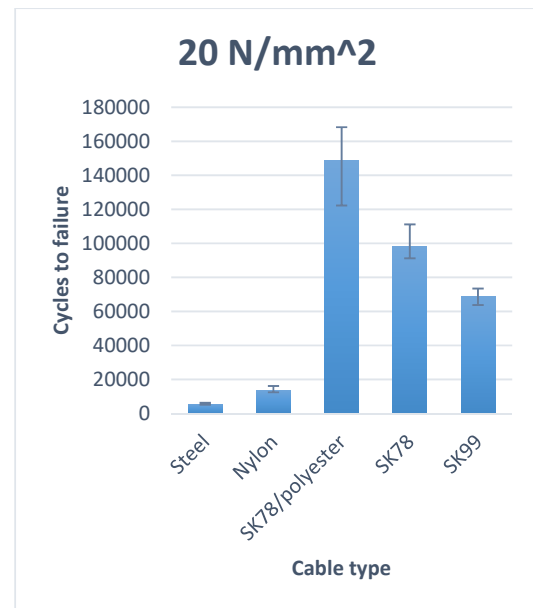


Figure 4 CBOS fatigue life plotted against the tension in N/mm² when tension was normalized to be approximately 20 N/mm².

The test results when a tension of 150 N is applied are shown in figure 5. The Dyneema® SK99 shows the longest CBOS fatigue life at a tension of 150 N with its lowest performance being 49,684 cycles to failure. Dyneema® SK78 shows second longest CBOS fatigue life with 31,826 cycles to failure followed by the Dyneema® SK78 with a polyester jacket (17,620 cycles to failure). Of the steel cables the nylon coated cable has the longest CBOS fatigue life with 3400 cycles to failure. The non-coated steel shows lowest CBOS fatigue life with 1100 cycles to failure.

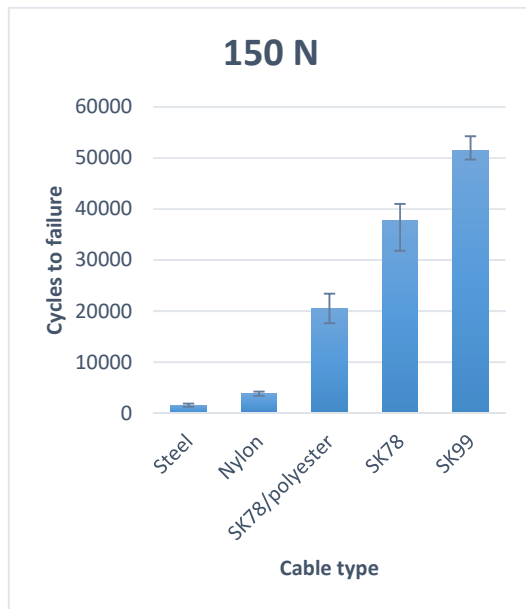


Figure 5 CBOS fatigue life plotted against tension in N/mm^2 at a tension of 150 N.

The results of both 150 N tension and 20 N/mm^2 tension are plotted in figure 6. A line is drawn between the lowest amounts of cycles to failure for each cable at both tensions. This illustrates the progression of the lifespan of the cables when tension is increased, which is linear on a logarithmic scale (Feyrer, 2015, p. 227). The exact results are shown in table 2.

Table 2 Results of all different cables at different preloads in exact numbers.

	150 N	~20 N/MM ²
STAINLESS STEEL	1732	6302
	1627	5168
	1100	5229
STAINLESS STEEL, NYLON COATED	3400	16,143
	4237	12,154
	3780	13,011
DYNEEMA® SK78 /POLYESTER	17,620	154,854
	20,695	168,310
	23,414	122,260
DYNEEMA® SK78	40,020	91,227
	31,826	111,170
	41,017	92,048
DYNEEMA® SK99	54,265	63,754
	49,684	73,423
	50,315	68,953

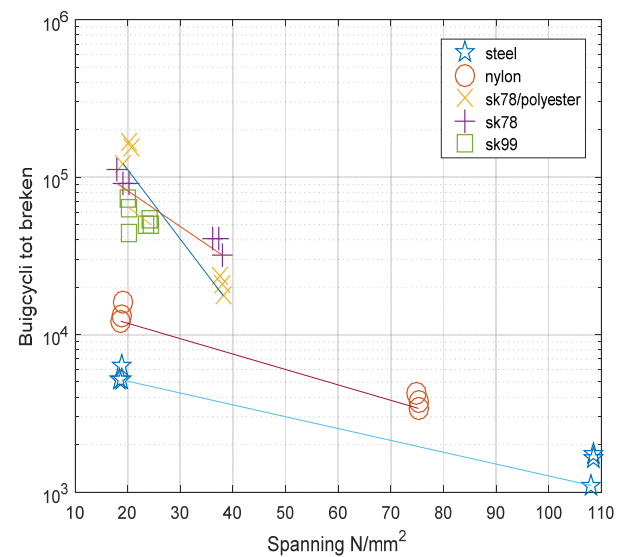


Figure 6 CBOS fatigue life plotted against tension in N/mm^2 , both 150 N and 20 N/mm^2 tension.

4. Discussion

The results shown in figure 4 correspond with the findings in the literature that jacketed cables have superior CBOS fatigue lives compared to non-jacketed cables (Horn et al., 1977; Sloan et al., 2005; Petrina et al., 1995, 1996; Karnoski & Liu 1988;). Both the jacketed Dyneema® as the nylon coated stainless steel cables show superior CBOS fatigue lives compared to non-jacketed cables of the same materials. This is in contrast to the hypothesis where it was estimated that the reduction in the diameter of the core of the rope would result in an inferior CBOS fatigue performance. However, when the load increases the CBOS fatigue life of the jacketed Dyneema® cable drops drastically, as was estimated. The assumption is made that the tensile force in N/mm^2 in the Dyneema® SK78 core of the cable is beyond the Donandt force, a certain point after which increasing the tensile force will result in a drastic reduction of CBOS fatigue life (Schmidt, 1965). The exact diameter of the core of the jacketed Dyneema® SK78 cable could not be traced.

Contrary to previous expectations, Dyneema® SK78 shows longer CBOS fatigue life when tension is normalized than Dyneema® SK99.

This indicates that tensile strength is not the main factor in CBOS fatigue life for fiber cables. When the tension is increased to 150 N and equal for all cables, Dyneema® SK99 shows a superior CBOS fatigue life compared to Dyneema® SK78 due to its larger diameter.

None of the cables tested in this research could withstand the minimum amount of 50,000 bending cycles that was stated as the minimum for prosthetic applications at a tension of 150 N. However, this minimum is based on the hypothetical scenario in which every active hand movement is executed with 300 N of grasping force. This is highly unlikely in everyday prosthesis usage as many of the active hand movements made by the user will be executed with considerably less force. This decrease in force applied on the cable will highly impact the CBOS fatigue life of the cable used. No literature has been found concerning the amount of active hand movements at a certain force and follow-up research on this topic is required to accurately estimate the lifetime of these cables in prostheses.

In 2003 Sloan et al., found that the diameter of the groove of the sheave impacts the CBOS fatigue life. A tighter (1.05/1 groove to cable diameter ratio) groove was found to improve CBOS fatigue life by approximately 20% compared to a loose groove (1.5/1 groove to cable diameter ratio). In the current study a groove width of 7.5 mm was used for all cables, in order to be able to compare variations in cable diameter with minimal effect from the groove dimensions. Adjusting the groove width to the diameter of the cables could therefore potentially increase the CBOS fatigue life of the cables. However, with a 20% increase in CBOS fatigue life all cables tested in this study would still fail to meet the minimum of 50,000 bending cycles, at a 2 mm cable diameter.

Zhang et al., (2013) showed the CBOS fatigue life of steel wire cables to be twice as long when bent around nylon sheaves compared to steel sheaves by decreasing fractures in the

outside wires of the cable. Whether this also applies to Dyneema® cables, which have much better abrasion resistance than steel cables (Hobbs et al., 1991; Petrina et al., 1996; Sloan et al., 2005) is yet to be determined.

In the current test setup the cable was bent at a frequency of 124 bending cycles per minute. The high bending frequency could induce heat due to friction in the cable. This heat could negatively impact the CBOS fatigue life of the cables. Follow-up research is needed to examine the effect of the bending frequency. Furthermore, the constant tension applied on the cables could lead to creep, especially in the Dyneema® cables. However, the amount of creep is estimated to be negligible due to the duration of the test not being long enough to induce large amounts of creep (Dyneema® SK78: 0.006% elongation per day, (Dyneema®, 2016)).

5. Conclusion

None of the cables tested in this research achieved the minimum of 50,000 bending cycles to failure at a tension of 150 N for s. The longest CBOS fatigue life found at a tension of 150 N was that of a Dyneema® SK99 (2.5 mm diameter) cable with 49,684 cycles to failure. This cable however exceeds the 2 mm diameter for cables more commonly used in prostheses. When the tension was normalized for each cable at approximately 20 N/mm², the Dyneema® SK78 with a polyester jacket showed longest CBOS fatigue life with 122,260 cycles to failure. However when tension was increased to 150 N the CBOS fatigue life dropped drastically (17,620 cycles to failure). At approximately 20 N/mm² tension, Dyneema® SK78 outperformed Dyneema® SK99 by almost 20%.

Considering this superior performance and the drastic drop in CBOS fatigue life of Dyneema® SK78 with a polyester jacket, it is concluded that Dyneema® SK78 is the best material for cables with a diameter ≤ 2 mm at tensions of 150 N, surviving a minimum of 31,826 cycles

to failure. Nevertheless, since the Dyneema® SK78 did not meet the minimum of 50,000 cycles it cannot be stated that this type of cable is viable for prostheses applications. The steel cables which are currently more commonly used in upper limb prostheses showed inferior fatigue life to all fiber cables. With the steel cable surviving 1100 cycles to failure and 3400 cycles for the nylon coated steel cables.

Further research has to be done regarding the amount of active hand movements performed at certain forces by prosthesis users to get a more accurate estimation of the lifetime in prostheses and the effect of the groove width, material of the sheave and bending frequency.

6. References

- Bos, R. (2016). Cable Endurance Tester. TU Delft.
- Bos, R. and Plettenburg, D. (2017). Design of a cosmetic glove stiffness compensation mechanism for toddler-sized hand prostheses. *PLOS ONE*, 12(8), doi:10.1371/journal.pone.0183233
- Bongers, R., Smit, G., Van der Sluis, C., & Plettenburg, D. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthesis devices: 24 years of development. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(4), p.523.
- Burger, H., & Marincek, C. (1994). Upper Limb Prosthesis Use in Slovenia. *Prosthetics and Orthotics International*, 18, 25-33. doi:10.3109/03093649409164667
- Carrozza, M. C., Suppo, C., Seebastiani, F., Massa, B., Vecchi, F., Lazzarini, R., . . . Dario, P. (2004). The SPRING hand: Development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping. *Autonomous Robots*, 16, 125-141. doi:10.1023/B:AURO.0000016863.48502.98
- Davies, P., Reaud, Y., Dussud, L., & Woerther, P. (2011). Mechanical Behaviour of HMPE and Aramid Fibre Ropes For Deep Sea Handling Operations. *Oceans Engineering*, 38(17-18), 2208-2214. doi:10.1016/j.oceaneng.2011.10.010
- DSM Dyneema(R). (2016) Ultra High Molecular Weight Polyethylene Fiber from DSM Dyneema.Geelen. DSM Dyneema
- Fraser, C. (1993). A survey of users of upper limb prostheses. *British Journal Of Occupational Therapy*, 56(5), 166-168. doi:10.1177/030802269305600503
- Feyrer, K. (2015). Wire Ropes: Tension, Endurance, Reliability. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-642-54996-0.
- Helsloot, A., Hooijmeijer, D., Pasma, K., & Maas, W. (2017). Bending-over-sheave tests using small diameter cables. TU Delft.
- Hobbs, R. E., & Burgoyne, C. J. (1991). Bending Fatigue In High-Strength Fibre Ropes. *International Journal of Fatigue*, 13(2), 174-180. doi:10.1016/0142-1123(91)90011-M
- Hobbs, R. E., & Nabijou, S. (1994). Fatigue of wire ropes bent over small sheaves. *International Journal of Fatigue*, 16(7), 453-460. doi:10.1016/0142-1123(94)90195-3
- Horn, M. H., Riewald, P. G., & Zweben, C. H. (1977). Strength And Durability Characteristics Of Ropes And Cables From Kevlar Aramid Fibers. *Oceans*, 1, 313-324. doi:10.1109/OCEANS.1977.1154444
- Hoppe, L. F. E., & Karnoski, S. R. (1997). Performance Improvement Of Dyneema(R) In Ropes. *Oceans*, 1, 314-318. doi:10.1109/OCEANS.1997.634382
- Imrak, C. E., & Onur, Y. A. (2012). Experimental and theoretical investigation of bending over sheave fatigue life of stranded steel wire rope. *Indian Journal of Engineering & Materials Sciences*, 19, 189-195. Retrieved from <http://nopr.niscair.res.in/handle/123456789/14448>
- Kamikawa, Y., & Maeno, T. (2008). Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of

humans. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1, 717-722. doi:10.1109/IROS.2008.4650628

Karnoski, S. R., & Liu, F. C. (1988). Tension And Bending Fatigue Test Results Of Synthetic Ropes. *Offshore Technology Conference*, 1, 343-350. doi:10.4043/5720-MS

Laurentis, K. J., & Mavroidis, C. (2002). Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthesis hand. *Technology and Health Care*, 10(2), 91-106. Retrieved from <https://content.iospress.com/articles/technology-and-health-care/thc00257>

Meuwissen, M., Glasbergen, D., Kösters, M., Bosman, R., Smeets, P., & Schneiders, H. (2013). On the origin of lifetime extension for HMPE ropes in bending operations. *Oceans*, 1, 1-10. doi:10.23919/OCEANS.2013.6741013

Millstein, S. G., Heger, H., & Hunter, G. A. (1986). Prosthesis use in adult upper limb amputees: a comparison of the body powered and electrically powered prostheses. *Prosthesis and Orthotics International*, 10, 27-34. doi:10.3109%2F03093648609103076

Northmore_ball, M. D., Heger, H., & Hunter, G. A. (1980). The below-elbow Myo-electric Prosthesis: A comparison of the Ottobock myo-electric prosthesis with the hook and functional hand. *The Journal Of Bone And Joint Surgery*, 62(3), doi:10.1302/0301-620x.62b3.7410469

Mower, T. M. (2000). Sheave-bending and tensile fatigue of aramid-fiber strength for communications cables. *International Journal of Fatigue*, 22(2), 121-135. doi:10.1016/S0142-1123(99)00116-4

Nikooyan, A., Tolou, N., Smit, G., Plettenburg, D. and Herder, J. (2012). Stiffness Compensation Mechanism for Body Powered Hand Prostheses with Cosmetic Covering. *Journal of Medical Devices*, 6(1), p.011004.

Ottobock. (2018). Upper Limb Prosthetics 2017/18. Consulted on 7 July 2018, from

<https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/2017.2018UpperLimbCatalog.pdf>

Petrina, P., Leban, F., Shelle, C., Pappas, V. J., & Phoenix, L. (1996). Performance Of Ropes Subjected To Trolley Loads. *Oceans*, 1, 312-326. doi:10.1109/OCEANS.1996.572755

Petrina, P., Phoenix, S. L., Leban, F. A., & Pappas, V. J. (1995). Lifetime Studies Of Synthetic Calbes Subjected To Lateral Contact Loads From Sheaves. *Oceans*, 2, 1319-1330. doi:10.1109/OCEANS.1995.528611

P&O care. (n.d.). [body powered arm prosthesis] [Illustration]. Retrieved June 11, 2018, from <http://www.pandocare.com/upper-extremity-types/#1471966938595-7757743e-c7b3>

Schmidt, K.: Die sekundäre Zugbeanspruchung der Drahtseile aus der Biegung. Diss. TH Karlsruhe (1965)

Sloan, F., Bull, S., & Longrich, R. (2005). Design modifications to increase fatigue life of fiber ropes. *Oceans*, 1, 829-835. doi:10.1109/OCEANS.2005.1639856

Sloan, F., Nye, R., & Liggett, T. (2003). Improving Bend-over-Sheave Fatigue in Fiber Ropes. *Oceans*, 2, 1054-1057. doi:10.1109/OCEANS.2003.178486

TRS Prosthetics. (2018, July). TRS Product catalog. Consulted on 7 July 2018, from <http://www.trsprosthetics.com/wp-content/uploads/2018/05/July-2018-Full-Catalog-sm2.pdf>

Vectran. (2006). Vectran Engineering Data. Consulted from <http://imattec.com/linked/vectran%20-%20technical%20data.pdf>

Weiss, T., Miltner, W. H. R., Adler, T., Brückner, L., & Taub, E. (1999). Decrease in phantom limb pain associated with prosthesis-induced increased use of an amputation stump in humans. *Neuroscience Letters*, 272(2), 131-134. doi:10.1016/S0304-3940(99)00595-9

Zhang, D., Chen, K., Jia, X., Wang, D., Wang, S., Luo, Y., & Ge, S. (2013). Bending fatigue behaviour of bearing ropes working around pulleys of different materials. *Engineering Failure Analysis*, 33, 37-47. doi:10.1016/j.engfailanal.2013.04.018

Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Trivison, T. G., &

Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the united states 2005 to 2050. *American Congress of Rehabilitation Medicine*, 89(3), 422-429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005

13-6-2018

Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications

Mens en Techniek |
Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

¹In this paper the term cables is used for all types
of cables, ropes, wires, steel or synthetic materials

[Guido Ansem, 13095986, 13095986](#)

ONDER BEGELEIDING VAN DR. R.M.A. VAN DER SLIKKE & A.W.M. DOBBESLTEEN

Voorwoord

Dit document bevat het procesverslag aangaande het onderzoek “Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications” (G. Ansem, 2018). Deze scriptie is geschreven naar aanleiding van mijn afstuderen van de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool te 's-Gravenhage.

Het onderzoek is uitgevoerd in opdracht van dhr. dr. ir. D.H. Plettenburg en dhr. ir. R. Bos. Dit onderzoek had als doel meer inzichtelijkheid te bieden in de levensduur van verschillende typen kabels wanneer deze worden toegepast in armprothesen. Gedurende de periode van 5 maart tot 13 juni 2018 heb ik mij bezig gehouden met het uitvoeren van het onderzoek en het schrijven van de scriptie.

Voor het onderzoek van start kon gaan, waren de nodige aanpassingen aan de meetopstelling noodzakelijk. Graag wil ik de medewerkers van de werkplaats van de Technische Universiteit Delft bedanken voor het helpen met het vervaardigingsproces van verschillende onderdelen. Ondanks tegenslagen met de meetopstelling is het gelukt de opstelling werkend te krijgen en alle metingen binnen de tijd te voltooien.

Zowel mijn begeleiders aan de TU Delft, dhr. dr. ir. D.H. Plettenburg en dhr. ir. R. Bos als mijn begeleiders van de Haagse Hogeschool, dhr. dr. R.M.A. van der Slikke en dhr. A.W.M. Dobbelssteen wil ik bedanken voor de fijne samenwerking en het beantwoorden van mijn vragen wanneer ik vast liep. Tevens wil ik S. de Roode bedanken voor haar hulp bij de documentatie tijdens mijn onderzoek.

Guido Ansem,

12-6-2018

Delft

Inhoudsopgave

Voorwoord	14
Samenvatting.....	16
1. Inleiding	17
2. Analyse	22
3. Test protocol	25
4. Resultaten.....	26
5. Discussie	28
6. Conclusie/aanbevelingen	29
7. Literatuur	30
8. Bijlage	32

Samenvatting

Dit document bevat het proces verslag van het onderzoek “Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications” (Ansem, 2018). Het doel van dit onderzoek was een schatting te geven van de levensduur van kleine diameter kabels ($d \leq 2.5$ mm) in protheses wanneer deze herhaaldelijk gebogen worden over kleine diameter katrollen ($D = 10$ mm). Alvorens het onderzoek van start kon gaan moesten de nodige aanpassingen gemaakt worden aan de beschikbare meetopstelling. Zo was de as waar de belasting op geplaatst werd niet sterk genoeg om de gewenste belasting van 300 N te kunnen weerstaan en de motor niet sterk genoeg om het benodigde moment te leveren ook moesten er aanpassingen gemaakt worden aan het elektrisch circuit om de nieuwe motor aan te kunnen sturen.

Na de aanpassingen aan de meetopstelling kon er begonnen worden met de aanvang van het onderzoek. Op basis van literatuuronderzoek (Ansem, 2018) zijn vijf typen kabels geselecteerd, drie kunststof kabels en twee roestvrijstalen kabels. Alle kabels zijn getest op een spanning van 150 N en 20 N/mm^2 om te normaliseren voor het verschil in diameter. De uitgangsvariabele in dit onderzoek was het aantal buigcycli tot breken van de kabel.

Geen van de kabels getest in dit onderzoek voldeed aan het limiet van 50.000 buigcycli dat gesteld was als minimum voor het gebruik in protheses. Gebaseerd op de data van de testen uitgevoerd op een genormaliseerde spanning van 20 N/mm^2 is geconcludeerd dat Dyneema® SK78 de langste levensduur zal hebben van alle kabels (31.826 buigcycli tot breken bij 150 N spanning), indien de diameter voor alle kabels gelijk is. De staal kabels met en zonder nylon coating vertoonde een kortere levensduur ten opzichten van alle kunststof kabels. De staalkabel zonder coating weerstond 1100 buigcycli en de nylon gecoate staalkabel 3400 buigcycli tot breken onder een spanning van 150 N. Voor een meer accurate schatting van de levensduur van kabels binnen protheses is vervolgonderzoek nodig naar de hoeveelheid actieve handelingen die een prothesegebruiker per dag op een specifieke kracht maakt.

1. Inleiding

1.1 Aanleiding

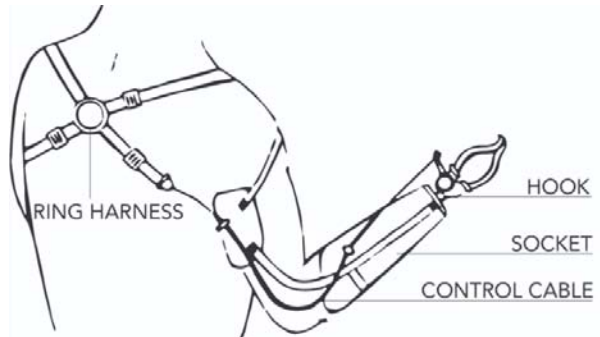
Onze armen en benen stellen ons in staat om niet alleen onszelf maar ook andere objecten te bewegen en zijn de connectie met de wereld om ons heen. We gebruiken onze ledematen in vrijwel alles wat we doen en er zijn weinig alledaagse bezigheden waarbij geen van beide gebruikt wordt. Het feit dat onze ledematen precies doen wat we willen, wordt vaak als gewoon beschouwd. Wanneer iemand geboren wordt zonder (een deel van) een van zijn ledematen, of de functionaliteit van een ledemaat verliest, kunnen alledaagse bezigheden een ware opgave worden. In 2008 schatte Ziegler-Graham, MacKenzie, Ephraim, Tavisson & Brookmeyer dat ongeveer 1,6 miljoen mensen in de Verenigde Staten leven met een (gedeeltelijk) verloren ledemaat. Van deze mensen zou een deel veel baat hebben bij het gebruik van een prothese. Mensen met een amputatie van de bovenste extremiteit die protheses gebruiken, blijken deze protheses meer dan acht uur per dag te gebruiken (Millstein, Heger & Hunter, 1986; Fraser, 1993). In onderzoek van Burger & Marincek (1994) bleken proefpersonen de protheses tot 11,8 uur per dag te gebruiken. Dit onderzoek toonde aan dat proefpersonen hun protheses gebruiken voor een variatie aan taken. Hieruit kan geconcludeerd worden dat protheses helpen bij het vereenvoudigen van alledaagse taken, ondanks dat de proefpersonen niet helemaal tevreden waren met de protheses. Deze ontevredenheid werd met name veroorzaakt door het warm worden en zweten van de stomp. In 1999 bleek uit onderzoek van Weiss, Miltner, Adler, Brückner, & Taub dat het gebruik van functionele protheses ook kan bijdragen in het reduceren van fantoompijn in het missende ledemaat.

Tegenwoordig is er een grote verscheidenheid aan protheses op de markt. De protheses zijn onder te verdelen in drie hoofdgroepen: cosmetische protheses, lichaam aangestuurde protheses en extern aangedreven protheses. In dit projectverslag zal uitsluitend gefocust worden op lichaam aangestuurde en extern aangedreven protheses ook wel functionele protheses genoemd. Eén ding hebben al deze functionele protheses gemeen: een functionele prothese moet in staat zijn om krachten over te dragen. Om deze krachten over te dragen kan gebruik worden gemaakt van kabels¹ en katrollen. Het gebruik hiervan brengt echter enkele complicaties met zich mee. Wanneer een kabel gebogen wordt over een katrol, zal deze van een gestrekte toestand naar een gebogen toestand en weer terug gaan, dit wordt een buigcyclus genoemd. Als een kabel zeer vaak gebogen wordt, kan deze uiteindelijk breken door materiaal vermoeiing of interne wrijving.

Dit onderzoek heeft betrekking op de levensduur van verschillende typen kabels met een kleine diameter ($\leq 2,5$ mm) wanneer deze herhaaldelijk gebogen worden over katrollen ($D = 10$ mm). De kabels zijn hierbij blootgesteld aan een spanning van 150 N en 20 N/mm² om te normaliseren voor het verschil in diameter. Dit om inzicht te bieden in de levensduur van deze kabels voor toepassingen binnen protheses zoals beschreven in figuur 2.

1.2 Toepassingen van kabels binnen prothese

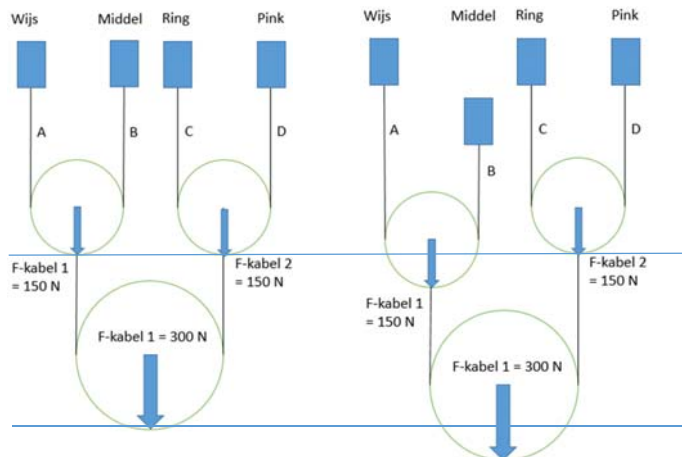
Een voorbeeld van het gebruik van kabels en katrollen binnen prothesen is de lichaam aangestuurde armprothese (figuur 1) Dit soort prothesen worden aangestuurd door middel van een kabel die met een harnas aan andere schouder wordt bevestigd. Door middel van pro- en retractie van de schoudergordel is de gebruiker in staat spanning op de kabel te zetten en zo de hand/haak te openen of te sluiten.



Figuur 7 Lichaam aangestuurde armprothese, wanneer er spanning op de control cable wordt geplaatst zal de haak openen of sluiten (P&O care, <http://www.pandocare.com>).

Een van de nadelen van dit type prothese is dat de vingers niet afzonderlijk van elkaar kunnen bewegen. Wanneer er geprobeerd wordt een niet-cilindrisch object beet te pakken zullen dan ook alle vingers ophouden te flecteren zodra één vinger contact maakt met het object. In een dergelijke situatie maakt slechts één vinger contact met het object. Dit resulteert in minder grip op het object en een minder natuurlijk uitziende positie van de hand.

Kabels en katrollen kunnen mogelijk een oplossing bieden voor dit probleem. Door het gebruik van meerdere katrollen kunnen constructies worden gecreëerd waarin het mogelijk is dat alle vingers doorbuigen totdat deze contact maken met het object. Een schematische weergave van een dergelijke constructie is weergegeven in figuur 2 & 3 Wanneer in deze constructie één vinger (A) contact maakt met het object zal deze vinger stoppen met flecteren. Doordat de andere vinger (B) nog niet in contact is met het object is het voor de katrol mogelijk zijn weg in proximale richting te vervolgen. Hierbij zal het deel van het touw aan de kant van vinger B verkorten terwijl het touw aan de kant van vinger A evenredig verlengt. Dit maakt het mogelijk voor vinger B om te blijven flecteren totdat deze contact maakt met object of de prothese zelf (figuur 3). Wanneer meerdere katrollen worden toegepast is het mogelijk om alle vingers onafhankelijk van elkaar te laten flecteren.



Figuur 2 Schematische weergave van de katrollen van de wijs-, middel-, ringvinger en pink wanneer er geen spanning op de kabel staat. Alle vingers staan in eenzelfde positie.

Figuur 3 Schematische weergave van de katrollen van de wijs-, middel-, ringvinger en pink wanneer er spanning op de kabel staat. De katrollen maken het mogelijk voor één afzonderlijke vinger om verder te flecteren.

Constructies zoals hier beschreven worden tot op heden helaas niet vaak toegepast door de korte levensduur van de kabels. De kabels breken door materiaalvermoeding en de hoge krachten die optreden in protheses (>250N) (Bongers, Smit, Van der Sluis, & and Plettenburg, 2012; Bos and Plettenburg, 2017; Nikooyan, Tolou, Smit, Plettenburg and Herder, 2012). Dit onderzoek focust op de levensduur van verschillende typen kabels wanneer deze herhaaldelijk gebogen worden over katrollen in omstandigheden vergelijkbaar aan de omstandigheden gevonden in protheses om soortgelijke toepassingen in de toekomst mogelijk te maken.

Betreffende de vraag hoeveel actieve handelingen er dagelijks met een functionele prothese verricht worden is tot op heden weinig kwantitatief onderzoek gedaan. In onderzoek van Northmore-Ball, Heger & Hunter (1980) werden de proefpersonen met een myo-elektrische prothese gevraagd hoeveel actieve handelingen zij per uur verrichten, zowel thuis als op werk. Gemiddeld schatten de proefpersonen 29 actieve handelingen per uur op werk en 12 actieve handelingen thuis. Uitgaande van de 11,8 uur per dag dat de prothese gedragen wordt (Burger et al., 1994) en een werk dag van acht uur, resulteert dit in 277,6 actieve handelingen op een gemiddelde werkdag en 141,6 in het weekend. Aangenomen is, dat het vaker vervangen van de kabel dan eens in de zes maanden als vervelend zal worden ervaren door de gebruiker en afstoting van de prothese zal vergroten. Op basis hiervan is bepaald dat de kabel per zes maanden ongeveer 43.451 buigcycli zal moeten doorstaan.

Voor het gebruik van kabels in toepassingen waar veiligheid van belang is, wordt veelal een veiligheidsfactor gebruikt van 15-20% (Feyrer, 2015, p. 288). Ondanks dat het breken van een kabel binnen een prothese niet snel tot een onveilige situatie zal leiden, is er besloten om een veiligheidsfactor van 15% toe te passen. Dit omdat de kabels vaak niet door de gebruiker zelf te vervangen zijn en een niet werkende prothese veel ongemak met zich mee brengt. Hiermee komt het minimum te behalen aantal buigcycli voor toepassingen binnen een prothese op 49.968 of afgerond 50.000 buigcycli. Verder stelt Feyrer (2015, p. 271) dat, “om verwachtingen niet teleur te stellen, de levensduur van een kabel beschouwd moet worden als het aantal buigcycli dat hoogstens 10% van de kabels niet overleefd”. In dit onderzoek zijn drie metingen per kabel verricht en zal dus het laagste aantal buigcycli als de levensduur van de kabel worden beschouwd.

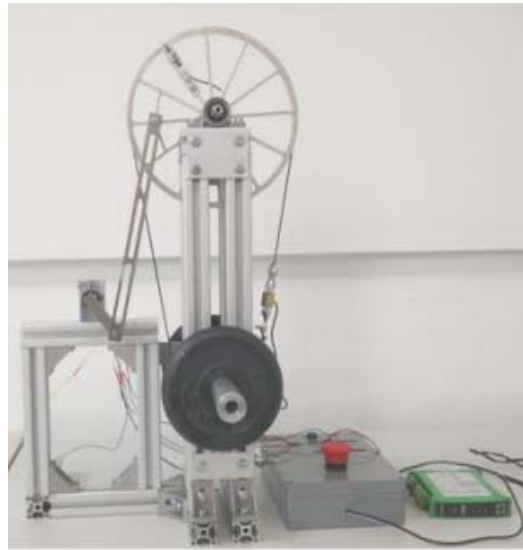
1.3 De opdracht

In opdracht van dr. ir. D.H. Plettenburg en ir. R. Bos is er onderzoek gedaan naar de levensduur van kabels van verschillende materialen wanneer herhaaldelijk gebogen over katrollen in omstandigheden vergelijkbaar aan de omstandigheden binnen protheses zoals beschreven in figuur 2 & 3. In dit onderzoek is gebruik gemaakt van een testopstelling ontworpen door de heer R. Bos (2016). De oorspronkelijke testopstelling is te zien in figuur 4.

Dit onderzoek is gedaan naar kabels met een diameter $d \leq 2.5\text{mm}$ en een katrol met een diameter $D = 10\text{mm}$. De kabels gevonden in protheses hebben veelal een diameter van $\leq 2\text{mm}$ (Kimikawa, & Maeno, 2008; Laurentis, & Mavroidis, 2002) echter was het voor één van de kabels in dit onderzoek niet mogelijk deze te verkrijgen met $d \leq 2\text{mm}$. Om deze reden is er besloten een kabel van $d = 2,5\text{mm}$ te gebruiken en te normaliseren voor het verschil in diameter. De hoofdvraag van het onderzoek luidt:

Welk type kabel heeft de langste levensduur bij het herhaaldelijk buigen over katrollen ($D = 10\text{mm}$) in omstandigheden vergelijkbaar aan de omstandigheden binnen protheses en wat is de geschatte levensduur.

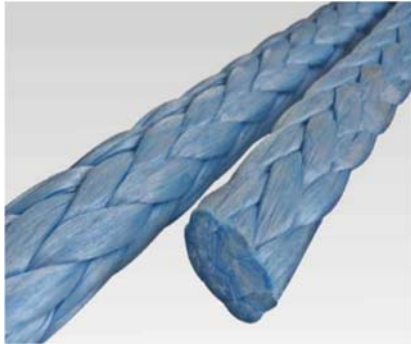
Op basis van literatuuronderzoek (G. Ansem, 2018) zijn vijf typen kabels geselecteerd, de specificaties van deze kabels zijn weergegeven in tabel 1. Een doorsnede van elk typen kabel is weergegeven in figuur 5.



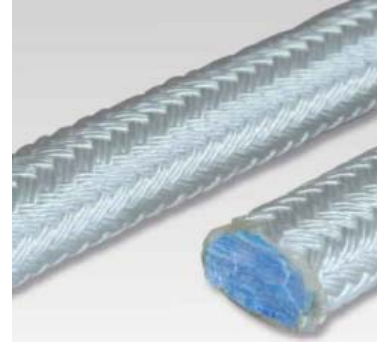
Figuur 4 Aanvankelijke testopstelling (Maas et al, 2017).

Tabel 3 Specificaties van de gebruikte kabels

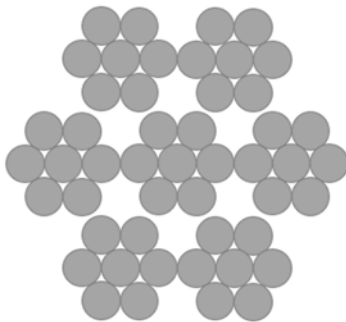
MATERIAAL	CONSTRUCTIE	D
DYNEEMA® SK78	12 streng gevlochten	2 mm
DYNEEMA® SK99	12 streng gevlochten	2.5 mm
DYNEEMA® SK78/ POLYESTER	16 streng gevlochten, 16 streng gevlochten mantel	2 mm
ROESTVRIJ STAAL	Afgeplat kruislings-gelegd 7x7	1.19 mm
ROESTVRIJ STAAL, NYLON GECOAT	Afgeplat kruislings-gelegd 7x7	1.42 mm



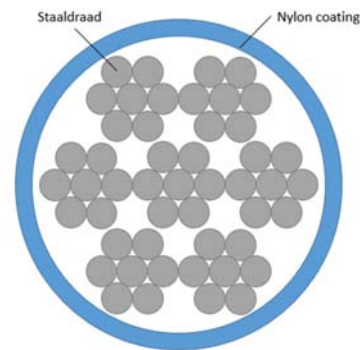
Figuur 5a Doorsnede van soortgelijke vlechtconstructie als gebruikt in de Dyneema® SK78 en SK99 kabels. (Dynamica ropes ApS, <https://dynamica-ropes.com/downloads-2/>).



Figuur 5b Doorsnede van soortgelijke vlechtconstructie als gebruikt in de Dyneema® SK78 kabel met polyester mantel. (Dynamica Ropes ApS, <https://dynamica-ropes.com/downloads-2/>).



Figuur 5c Doorsnede van soortgelijke legconstructie als gebruikt in de staalkabels.



Figuur 5d Doorsnede van soortgelijke legconstructie als gebruikt in de staalkabels met nylon coating.

Om de kabels met verschillende diameter met elkaar te kunnen vergelijken is genormaliseerd naar de spanning per vierkante millimeter (Feyrer, 2015, p. 227). Alle kabels zijn belast onder een spanning van ongeveer 20 N/mm². Om een schatting van de levensduur binnen de protheses mogelijk te maken zijn alle kabels eveneens getest onder een belasting van 300 N. Dit is te vergelijken met of overschrijdt de krachten gevonden in de controle kabels van lichaam aangestuurde armprotheses. (Bongers, Smit, Van der Sluis, & and Plettenburg, 2012; Bos & Plettenburg, 2017; Nikooyan, Tolou, Smit, Plettenburg & Herder, 2012). Deze belasting in de controle kabel resulteert in een spanning van 150 N in de kabel die gebogen wordt over de katrol (figuur 2 & 3). Alle kabels in het onderzoek zijn drie maal getest.

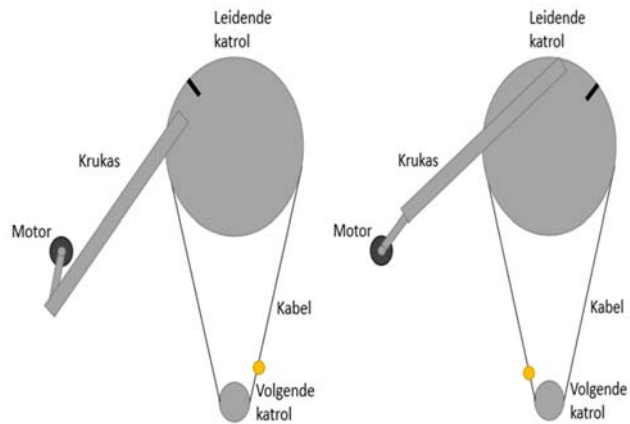
1.4 Hypothese

De Dyneema® SK99 kabel werd verwacht de langste levensduur te hebben door de hogere treksterkte van dit materiaal (148.74 > 117.77), gevolgd door de Dyneema SK78 kabel. Ondanks de literatuur was de verwachting dat de Dyneema® SK78 kabel met een polyester mantel een kortere levensduur zou hebben dan de Dyneema® SK78 kabel zonder mantel. De verwachting was dat de reductie in de diameter van de kern ten gevolgen van de toevoeging van een mantel, de levensduur van de kabel zal verkorten. De nylon gecoate staal kabel werd verwacht een kortere levensduur te hebben in vergelijking tot alle kunststof kabels en tevens een langere levensduur dan de niet gecoate staalkabel. De niet gecoate staalkabel werd verwacht de kortste levensduur te vertonen van alle geteste kabels.

2. Analyse

2.1 Stand van zaken

De beschikbare meetopstelling bij aanvang van het onderzoek is te zien in figuur 4. Deze meetopstelling is ontworpen door R. Bos (2016) en later geoptimaliseerd door A. Helsloot, D. Hooijmeijer, K. Pasma, & W. Maas, (2017). Deze machine voldoet aan de eisen voor kabel buigtestopstellingen gesteld door Feyrer (2015, p. 215-220). De meetopstelling is schematisch weergegeven in figuur 6. In deze figuur duidt de gele stip een vast punt op de kabel aan. De meetopstelling bestaat uit twee katrollen, een drijvende (bovenste, $D = 100$ mm) en een volgende katrol (onderste $D = 10$ mm). De drijvende katrol wordt aangedreven door een DC motor (DSMP 420-24-104-BFE), de roterende beweging van de motor wordt via een krukas omgezet in de oscillerende beweging van de drijvende katrol. Eén omwenteling van de motor resulteert in een 90 graden hoekverdraaiing van de drijvende katrol. Deze hoekverdraaiing resulteert in een totale slaglengte van 157 mm van de kabel. Tijdens één slag van de drijvende katrol gaat de kabel door een volledige buigcyclus (recht => gebogen => recht). Elke omwenteling van de motor resulteert hierdoor in 2 buigcycli van de kabel. De kabel wordt bevestigd aan de drijvende katrol en over de volgende katrol gespannen. Aan de as van de volgende katrol kunnen gewichten bevestigd worden om de gewenste spanning op de kabel te creëren. De volgende katrol kon vrij bewegen in verticale richting om een constante belasting te bewerkstelligen ondanks mogelijke verlenging van de kabel. De diameter van de volgende katrol is te allen tijde kleiner dan de diameter van de drijvende katrol, dit zodat de kabel altijd zal breken daar waar deze gebogen wordt over de volgende katrol. In de kabel is een krachtmeter bevestigd om de spanning op de kabel te kunnen registreren.



Figuur 6 Schematische weergave van de gebruikte meetopstelling, de gele stip duidt een vast punt op de kabel aan.

De motor wordt via een encoder aangestuurd door een Arduino UNO in combinatie met een motor shield (Adafruit motorshield for Arduino v2 kit-v2.3) en een data logging shield (Adafruit Data logging shield for Arduino). De Arduino registreert de snelheid van de motor en de spanning op de kabel en slaat deze data op in een Excel sheet op een 8 GB SD-kaart met een frequentie van 100 Hz. Wanneer de kabel breekt registreert de Arduino een kracht van nul en wordt de motor gestopt en het Excel bestand gesloten. Het aantal buigcycli tot breken wordt vervolgens berekend door de duur van de test in minuten te delen door het aantal revoluties per minuut (RPM) van de motor en dit getal te vermenigvuldigen met twee.

De initiële meetopstelling is niet belastbaar tot de vereiste belasting van 300 N. De as waar de volgende katrol op bevestigd is en de gewichten aan komen te hangen is slechts belastbaar tot 100N. Bij het overschrijden van deze belasting zal de as krom gaan staan. Ook is de huidige motor niet sterk genoeg om de optredende wrijving bij 300 N te overbruggen. Alvorens de metingen van start kunnen gaan, zullen de motor en de as aangepast moeten worden om de gestelde belasting van 300 N aan te kunnen.

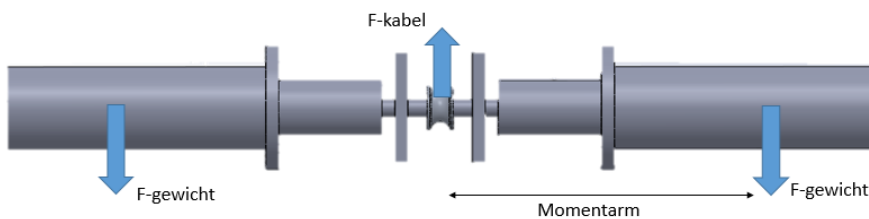
2. 2 Eisen

- De machine moet belastbaar zijn tot minimaal 300 N

- De motor moet de katrol met minimaal 60 slagen per seconden aan kunnen drijven in verband met de duur van de metingen.
- De slaglente van de drijvende katrol moet gelijk blijven
- De gewichten mogen niet steunen op iets anders dan de as die in verbinding staat met de volgende katrol
- De gewichten moeten stevig bevestigd zijn en mogen niet schommelen en/of eraf vallen gedurende een meting

2.3 De as

De as waar de volgende katrol en de gewichten aan bevestigd worden in de aanvankelijke meetopstelling heeft een diameter van 6 mm en is gemaakt van gelegeerd metaal met een treksterkte van 345 MPa (figuur 7), deze as is met de aanvankelijke momentarmen belastbaar tot 100 N. Een ander materiaal kiezen voor de as is niet mogelijk aangezien dit materiaal een treksterkte van >800 MPa moet hebben. Dit soort metalen zijn lastig te verkrijgen in kleine hoeveelheden en kleine diameters. Ook was er geen mogelijkheid dusdanig harde materialen te bewerken in de werkplaats. Tevens mag de diameter niet groter worden, aangezien de as-diameter kleiner moet zijn dan de binnendiameter van de kleinste katrol.

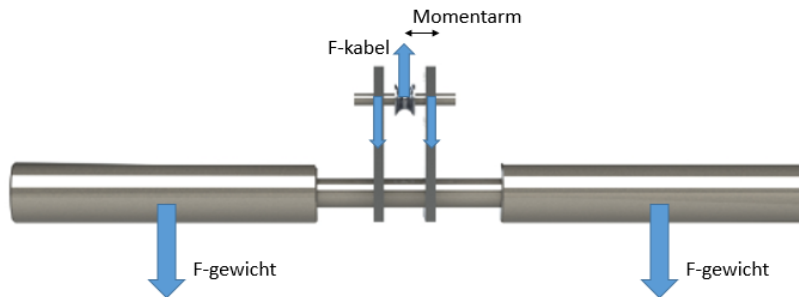


Figuur 7 Frontaal aanzicht aanvankelijke as van de volgende katrol.

Om de huidige as toch belastbaar te krijgen tot 300 N is er gekozen om de momentarm van de gewichten tot de as aan te passen. Dit is gedaan door een extra as te gebruiken waar de gewichten aan bevestigd worden. Deze as is vervolgens door middel van twee aluminium platen bevestigd aan de as van de volgende katrol. Doordat de krachten nu aangrijpen daar waar de aluminium platen op de as bevestigd zijn, in plaats van daar waar de gewichten hangen, wordt de momentarm verkleind van 100 mm naar 10 mm. Dit resulteert in een veel lager moment op de as waardoor deze nu tot ruim boven de 300 N belastbaar is (731 N). De aangepaste as is te zien in figuur 8 & 9.



Figuur 8 Aangepaste as van de volgende katrol, belastbaar tot 731N.



Figuur 9 Frontaal aanzicht aangepaste as.

Om de bovenstaande aanpassingen mogelijk te maken moest de gehele opstelling verhoogd worden. Met de grotere diameter van de zwaardere gewichten en het creëren van de tweede as onder de originele as zullen de gewichten anders op de tafel liggen en geen spanning plaatsen op de kabel. Om deze reden is gekozen de gehele opstelling op te hogen met 30 cm. Hierbij dient rekening gehouden te worden met de afstand tussen as van de drijvende katrol en de as van die nieuwe motor, vanwege het effect van deze afstand op de slaglengthe van de katrol. Deze afstand is berekend met behulp van een MATLAB script van de heer R. Bos. De verhoogde meetopstelling met aangepaste as is te zien in figuur 10.



Figuur 10 Zijaanzicht van de aangepaste meetopstelling.

2.4 De motor

In de eisen en wensen is bepaald dat de motor in verband met de duur van de metingen minimaal een snelheid van 60 omw/min moet kunnen volhouden wanneer de opstelling belast is met 300N. Het vermogen dat de motor moet leveren wordt voor het grootste deel bepaald door de interne wrijving in de opstelling. De wrijvingscoëfficiënt van alle bewegende onderdelen is echter niet bekend en lastig te bepalen. Gezien de wrijvingskracht het product is van de wrijvingscoëfficiënt en de normaalkracht wordt verondersteld dat het benodigde vermogen zich lineair zal verhouden tot de gekozen belasting.

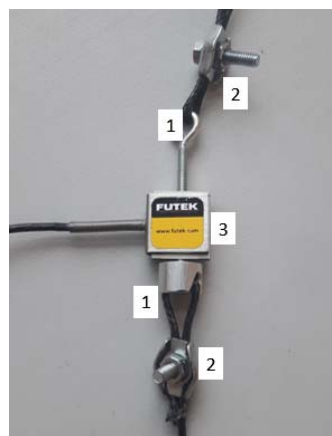
De aanvankelijke motor begint terug te lopen in omw/min bij belastingen >50 N. Deze motor levert tezamen met de versnellingskast een nominaal vermogen van 326.48 N/mm. Uitgaande van een lineaire verhouding tussen het te leveren vermogen en de belasting zal de nieuwe motor een vermogen moeten leveren van $326,48 * \left(\frac{300}{50}\right) = 1958,88 \frac{N}{mm}$

De uiteindelijk gekozen motor is een DC-motor met borstel en planeettandwielkast van Drive-System Europe Ltd. Type DSMP 420-24-104-BFE. Deze motor vraagt bij maximale koppel (2 Nm) een spanning van 13 A. Dit is vele male meer dan de Arduino of de gemiddelde voedingsbron kan leveren. Om deze spanning mogelijk te maken is er gebruik gemaakt van drie DC voedingseenheden (ES 030-5, Delta Elektronika) die in serie geschakeld zijn. Om de motor aan te sturen met de Arduino is gebruik gemaakt van een HEXFET® Power MOSFET type IRF2804PbF transistor. De snelheid van de motor en het aantal gemaakte omwentelingen wordt geregeld via een magnetische encoder eveneens aangestuurd door de Arduino.

3. Test protocol

3.1 Opzetten van de test:

1. Knip twee delen van de gewenste kabel af, één met een lengte van ongeveer 90 cm en één met een lengte van ongeveer 45 cm.
2. Haal één uiteinde van de kabel door het schroefoog [1] en klem deze vast in de kabelklem [2] (figuur 11). Herhaal dit voor de tweede kabel.
3. Draai het schroefoog vast in de krachtmeter [3].
4. Bevestig het losse uiteinde aan de drijvende katrol met de schroeven aan weerszijden van de drijvende katrol.
5. Controleer of de kabel van de krachtmeter niet vast kan komen te zitten tijdens de meting.
6. Bevestig de gewichten aan de as van de volgende katrol (de volgende katrol en as voor de gewichten wegen samen 1,8 kg), controleer of de gewichten volledig los hangen.
7. Start de meting door op de groene knop te drukken, controleer of de krachtmeter en kabelklemmen niet om één van de katrollen gebogen wordt.
8. Wanneer de kabel breekt zal de Arduino de meting automatisch stoppen en de data opslaan op de SD-kaart.

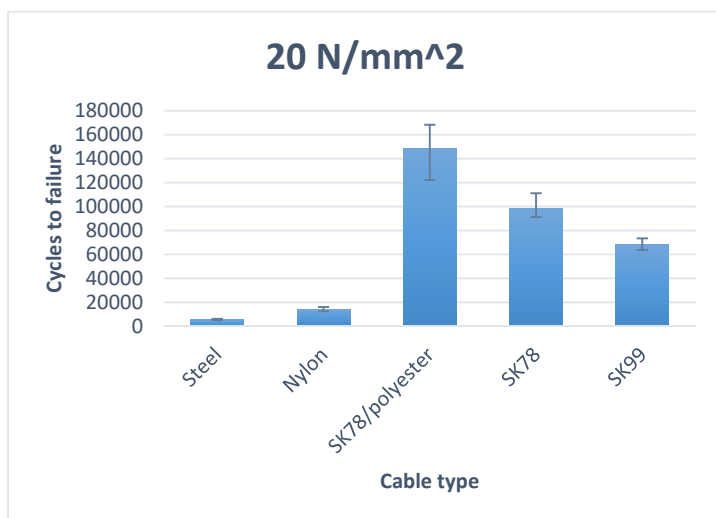


Figuur 11 Twee Dyneema® SK78 kabels bevestigd aan de krachtsensor.

Voor het uitlezen van de data in de computer, het veilig koppelen van de Arduino aan de computer en de mogelijke foutmeldingen wordt verwezen naar het testprotocol van Helsloot et al ., (2017).

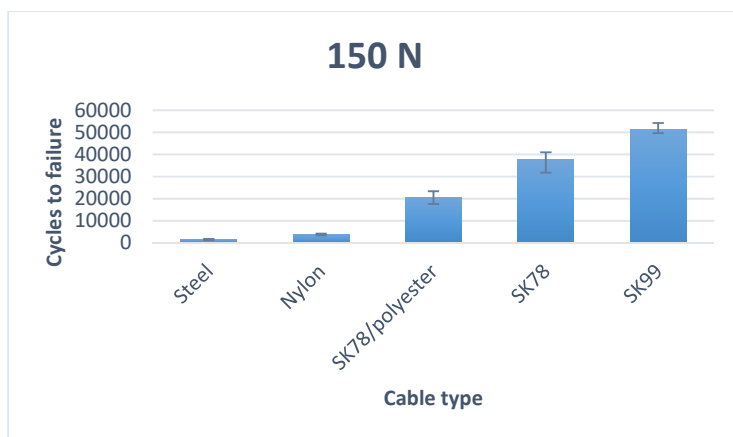
4. Resultaten

De resultaten van de CBOS testen wanneer spanning is genormaliseerd tot ongeveer 20 N/mm² zijn te zien in figuur 12. De Dyneema® SK78 met een polyester mantel weerstond het hoogste aantal buigcycli met een minimum van 122.260 buigcycli tot breken. De Dyneema® SK78 weerstond minimaal 91.227 buigcycli gevolgd door de Dyneema® SK99 welke de kortste levensduur had van alle kunststof kabels met een minimum van 63.754 buigcycli tot breken. De staalkabels hadden beduidend kortere levensduur dan de kunststof kabels met een minimum van 12.154 buigcycli tot breken voor de nylon gecoate kabel en 5168 buigcycli voor de normale staal kabel.



Figuur 12 Gemiddelde aantal buigcycli van de verschillende type kabels bij een spanning van 20 N/mm².

De resultaten van de buigtesten op een spanning van 150 N voor elke kabel worden weergegeven in figuur 13. Van alle kabels had de Dyneema® SK99 de langste levensduur met een minimale levensduur van 49.684 buigcycli tot breken. Deze kabel werd gevolgd door de Dyneema® SK78 kabel met een minimum van 31.826 buigcycli tot breken. De Dyneema® SK78 met een polyester mantel had een minimale levensduur van 17.620 buigcycli. Beide staalkabels toonde wederom een kortere levensduur dan de kunststof kabels, de nylon gecoate kabel met een minimale levensduur van 3400 buigcycli en 1100 buigcycli voor de niet gecoate staalkabel.

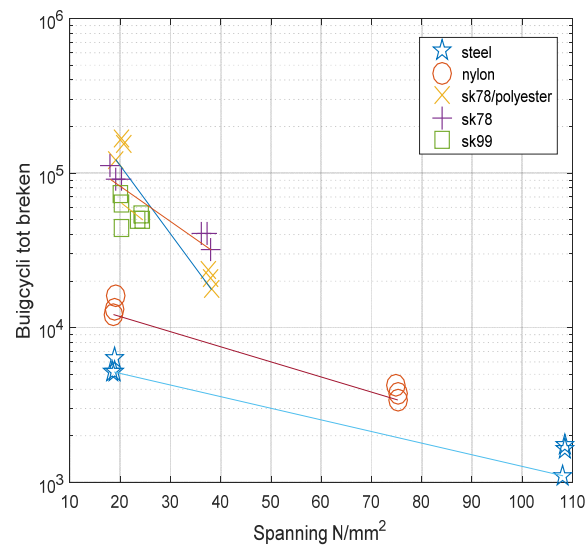


Figuur 13 Gemiddelde aantal buigcycli van de verschillende type kabels bij een spanning van 150 N.

De resultaten van zowel de 20 N/mm² test als de test op 150 N zijn weergegeven in figuur 14 voor een weergave van het verloop van de levensduur ten opzichten van de spanning. De exacte resultaten van elke test zijn weergegeven in tabel 2.

Tabel 2 Exacte resultaten van beide belastingen van elk type kabel.

	150 N	~20 N/MM ²
ROESTVRIJ STAAL	1732	6.302
	1627	5.168
	1100	5229
ROESTVRIJ STAAL, NYLON GECOAT	3.400	16.143
	4.237	12.154
	3.780	13.011
DYNEEMA® SK78/POLYESTER	17.620	154.854
	20.695	168.310
	23.414	122.260
DYNEEMA® SK78	40.020	91.227
	31.826	111.170
	41.017	92.048
DYNEEMA® SK99	54.265	63.754
	49.684	73.423
	50.315	68.953



Figuur 14 Levensduur in aantal buigcycli uitgezet tegen de belasting in N/mm² van de zowel de 20 N/mm² als de 150 N test.

5. Discussie

De resultaten die te zien zijn in figuur 12 komen overeen met de bevindingen uit de literatuur dat het toevoegen van een mantel de levensduur van een kabel blootgesteld aan herhaaldelijk buigen drastisch kan vergroten (Horn et al., 1977; Sloan et al., 2005; Petrina et al., 1995, 1996; Karnoski & Liu 1988;). Zowel de Dyneema® SK78 met een polyester mantel als de roestvrijstalenkabel met een nylon coating vertoonde superieure levensduur bij het buigen over katrollen vergeleken met de niet gecoate variant. Deze resultaten zijn echter in tegenstelling tot de hypothese waar verwacht werd dat de Dyneema® SK78 kabel met een polyester mantel een kortere levensduur zou hebben dan de Dyneema® SK78 kabel zonder mantel. Wanneer de spanning verhoogd wordt tot 150 N daalt de levensduur van de Dyneema® SK78 kabel met polyester mantel dan ook drastisch, zoals verwacht werd in de hypothese. Verwacht wordt dat dit komt doordat de trekkracht op de kabel de Donandt kracht overschrijdt, een punt waarna het verhogen van de kracht een drastische vermindering van de levensduur ten gevolgen heeft (Schmidt, 1965). Door de polyester mantel is de diameter van de Dyneema® kern van de kabel vele malen kleiner dan 2 mm. Dat deze drastische afname in levensduur niet voortkomt bij de Dyneema® SK78 kabel zonder mantel heeft te maken met de kleinere hoeveelheid Dyneema® vezel in de kabel. Door de polyester mantel wordt de Dyneema® kern van de kabel dusdanig in diameter gereduceerd dat deze niet meer in staat is de hoge trekkrachten te weerstaan. De exacte diameter van de kern van deze kabel was niet te achterhalen bij de fabrikant.

Ondanks de verwachtingen had de Dyneema® SK78 kabel een superieure levensduur te opzichten van de Dyneema® SK99. Dit suggereert dat de treksterkte van een kabel niet de belangrijkste parameter is voor levensduur bij herhaaldelijk buigen in kunststof kabels. Bij de kunststof kabels is dan ook de onderlinge wrijving tussen de vezels de oorzaak van breken in tegenstelling tot de materiaal vermoeiing bij staalkabels (Karnoski et al., 1988; Petrina et al., 1996; Sloan et al., 2005). Wanneer de spanning verhoogd wordt tot 150N voor alle kabels heeft Dyneema® SK99 de langste levensduur dankzij de grotere diameter.

Geen van de kabels getest in dit onderzoek weerstond het minimum gestelde aantal buigcycli van 50.000 voor toepassingen binnen de beschreven protheses en zijn daarom niet toepasbaar. Echter, dit minimum van 50.000 herhalingen tot breken gaat ervan uit dat elke actieve handeling gedaan met de prothese uitgevoerd wordt met een knijpkracht van 300 N, dit is binnen normaal gebruik van protheses niet het geval. Veel van de handelingen in het dagelijks leven vragen minder knijpkracht, hetgeen de levensduur van de kabels binnen de protheses zal vergroten. Er kon geen literatuur gevonden worden aangaande de vraag hoeveel actieve handelingen er per dag worden uitgevoerd op een bepaalde kracht door prothesegebruikers. Vervolg onderzoek naar de vraag hoeveel actieve handelingen er op bepaalde krachten worden uitgevoerd is noodzakelijk voor een nauwkeurige schatting van de levensduur van de kabels binnen de protheses.

Uit onderzoek van Sloan et al., (2003) blijkt dat de diameter van de groef van de katrol impact heeft op de levensduur van de kabel. Een nauwere groef (1.05/1 groef tot kabel diameter ratio) bleek de levensduur van de kabels met ongeveer 20% te vergroten in vergelijking met een bredere groef (1.5/1 groef tot kabel diameter ratio). In het huidige onderzoek is een katrol gebruikt met een diameter van 7.5 mm diameter. Aanpassingen van de groef in vervolg onderzoek zou mogelijk de levensduur van de kabels kunnen verbeteren. Een vergroting van de levensduur met 20% zou echter niet voldoende zijn om de kabels aan het minimum van 50.000 buigcycli te laten voldoen.

Zhang et al toonde in 2013 aan dat het gebruik van nylon katrollen de levensduur van staalkabels kan verbeteren ten opzichten van stalen katrollen door het verminderen van scheuren op de buitenkant van de kabel. Of dit ook van toepassing is op Dyneema® kabels, die minder gevoelig zijn voor scheuren

(Hobbs et al., 1991; Petrina et al., 1996; Sloan et al., 2005), zal echter uit vervolg onderzoek moeten blijken.

In de huidige testopstelling worden de kabels gebogen met een frequentie van 124 buigcycli per minuut. Deze hoge buigfrequentie zou mogelijk tot hitte in de kabel kunnen leiden door interne wrijving in de kabel. Deze hitte zou mogelijk de levensduur van de kabels negatief kunnen beïnvloeden, vervolg onderzoek is nodig voor de effecten van buigfrequentie op de levensduur van de kabel. Ook wordt in de huidige testopstelling constant spanning geplaatst op de kabels wat in toepassingen binnen protheses niet het geval is. Deze constante spanning zou eventueel tot kruip kunnen leiden wat mogelijk negatieve invloed zou kunnen hebben op de levensduur van de kabels. De verwachting is echter dat kruip niet veel invloed gehad zal hebben op de uitkomsten van dit onderzoek doordat de duur van de testen te kort was om tot substantiële kruip te leiden (Dyneema® SK78 0.006% kruip per dag (Dyneema®, 2016)).

6. Conclusie/aanbevelingen

Geen van de kabels getest in dit onderzoek weerstond het minimum van 50.000 buigcycli op een spanning van 150N dat gesteld is voor toepassingen binnen protheses. Dyneema® SK99 weerstond het hoogste aantal buigcycli met een minimum van 49.684 buigcycli. Deze kabel overschrijdt echter de maximale diameter van 2mm voor toepassingen binnen protheses. Wanneer de spanning genormaliseerd wordt naar N/mm² vertoont de Dyneema® SK78 kabel met een polyester mantel de langste levensduur (122.260 buigcycli tot breken). Wanneer de spanning echter verhoogd werd tot 150 N daalde de levensduur van deze kabel echter drastisch (17.620 buigcycli tot breken). Bij een genormaliseerde spanning vertoont Dyneema® SK78 een superieure levensduur ten opzichten van Dyneema® SK99 (20%).

Gezien deze superieure levensduur van Dyneema SK78 en de drastische afname in levensduur van de Dyneema® SK78 kabel met een polyester mantel, kan geconcludeerd worden dat Dyneema® SK78 het meest geschikte materiaal is voor kabels met een ≤ 2 mm diameter bij een spanning van 150 N. Desondanks weerstond ook de Dyneema® SK78 kabel niet het minimum van 50.000 buigcycli (31.826 buigcycli tot breken) en kan niet gesteld worden dat deze kabel toepasbaar is binnen protheses. De verschillende typen staalkabels, welke momenteel het meest voorkomend zijn binnen protheses (Ottobock, 2018; TRS Prosthetics, 2018), vertoont een kortere levensduur vergeleken met alle kunststof kabels. De staalkabels zonder coating weerstonden slechts 1100 buigcycli tot breken en de nylon gecoate staal kabels 3400 buigcycli. Vervolgonderzoek naar de hoeveelheid actieve handelingen die door prothesegebruikers dagelijks gemaakt worden op specifieke krachten is noodzakelijk voor een accuratere bepaling van de levensduur van de kabels. Ook zal het effect van de breedte van de groef van de katrol, het materiaal van de katrol en de buigfrequentie onderzocht moeten worden voor een mogelijk langere levensduur van de kabels.

7. Literatuur

- Bos, R. (2016). Cable Endurance Tester. TU Delft.
- Bos, R. en Plettenburg, D. (2017). Design of a cosmetic glove stiffness compensation mechanism for toddler-sized hand prostheses. *PLOS ONE*, 12(8), doi:10.1371/journal.pone.0183233
- Bongers, R., Smit, G., Van der Sluis, C., & en Plettenburg, D. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices: 24 years of development. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(4), p.523.
- Burger, H., & Marincek, C. (1994). Upper Limb Prosthetic Use in Slovenia. *Prosthetics and Orthotics International*, 18, 25-33. doi:10.3109/03093649409164667
- DSM Dyneema(R). (2016) Ultra High Molecular Weight Polyethylene Fiber from DSM Dyneema.Geelen. DSM Dyneema
- Dynamica ropes ApS. (z.d.). 12 strand braided rope made with Dyneema® [Illustration]. Geraadpleegd op juni 12, 2018, van <https://dynamica-ropes.com/downloads-2/>
- Dynamica ropes ApS. (z.d.). [12 strand braided rope made with Dyneema® with a polyester cover.] [Illustration]. Geraadpleegd op juni 12, 2018, van <https://dynamica-ropes.com/downloads-2/>
- Feyrer, K. (2015). Wire Ropes: Tension, Endurance, Reliability. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-642-54996-0.
- Fraser, C. (1993). A survey of users of upper limb prostheses. *British Journal Of Occupational Therapy*, 56(5), 166-168. doi:10.1177/030802269305600503
- Helsloot, A., Hooijmeijer, D., Pasma, K., & Maas, W. (2017). Bending-over-sheave tests using small diameter cables. TU Delft.
- Horn, M. H., Riewald, P. G., & Zweben, C. H. (1977). Strength And Durability Characteristics Of Ropes And Cables From Kevlar Aramid Fibers. *Oceans*, 1, 313-324. doi:10.1109/OCEANS.1977.1154444
- Kamikawa, Y., & Maeno, T. (2008). Underactuated five-finger prosthetic hand inspired by grasping force distribution of humans. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1, 717-722. doi:10.1109/IROS.2008.4650628
- Karnoski, S. R., & Liu, F. C. (1988). Tension And Bending Fatigue Test Results Of Synthetic Ropes. *Offshore Technology Conference*, 1, 343-350. doi:10.4043/5720-MS
- Laurentis, K. J., & Mavroidis, C. (2002). Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technology and Health Care*, 10(2), 91-106. Geraadpleegd van <https://content.iospress.com/articles/technology-and-health-care/thc00257>
- Millstein, S. G., Heger, H., & Hunter, G. A. (1986). Prosthetic use in adult upper limb amputees: a comparison of the body powered and electrically powered prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, 10, 27-34. doi:10.3109%2F03093648609103076
- Nikooyan, A., Tolou, N., Smit, G., Plettenburg, D. and Herder, J. (2012). Stiffness Compensation Mechanism for Body Powered Hand Prostheses with Cosmetic Covering. *Journal of Medical Devices*, 6(1), p.011004.
- Northmore_ball, M. D., Heger, H., & Hunter, G. A. (1980). The below-elbow Myo-electric Prosthesis: A comparison of the Ottobock myo-electric prosthesis with the hook and functional hand. *The Journal Of Bone And Joint Surgery*, 62(3), doi:10.1302/0301-620x.62b3.7410469

- Ottobock. (2018). Upper Limb Prosthetics 2017/18. geraadpleegd op 7 juli 2018, van <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/2017.2018UpperLimbCatalog.pdf>
- Petrina, P., Leban, F., Shelle, C., Pappas, V. J., & Phoenix, L. (1996). Performance Of Ropes Subjected To Trolley Loads. *Oceans*, 1, 312-326. doi:10.1109/OCEANS.1996.572755
- P&O care. (z.d.). [body powered arm prosthesis] [Illustratie]. Geraadpleegd op 11 juni 2018, van <http://www.pandocare.com/upper-extremity-types/#1471966938595-7757743e-c7b3>
- Sloan, F., Bull, S., & Longrich, R. (2005). Design modifications to increase fatigue life of fiber ropes. *Oceans*, 1, 829-835. doi:10.1109/OCEANS.2005.1639856
- Schmidt, K.: Die sekundäre Zugbeanspruchung der Drahtseile aus der Biegung. Diss. TH Karlsruhe (1965)
- TRS Prosthetics. (2018, July). TRS Product catalog. geraadpleegd op 7 juli 2018, van <http://www.trsprosthetics.com/wp-content/uploads/2018/05/July-2018-Full-Catalog-sm2.pdf>
- Weiss, T., Miltner, W. H. R., Adler, T., Brückner, L., & Taub, E. (1999). Decrease in phantom limb pain associated with prosthesis-induced increased use of an amputation stump in humans. *Neuroscience Letters*, 272(2), 131-134. doi:10.1016/S0304-3940(99)00595-9
- Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E. J., Ephraim, P. L., Travison, T. G., & Brookmeyer, R. (2008). Estimating the prevalence of limb loss in the united states 2005 to 2050. *American Congress of Rehabilitation Medicine*, 89(3), 422-429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005

8. Bijlage

8.1 Project voorstel

Naam: Guido Ansem

Studentnummer: 13095986

e-mail: guidoansem@gmail.com

Studievoortgang

Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 11: 36

Minor afgerond: Ja

Stage 2 afgerond: Nee

Totaal aantal behaalde vrije STPs: 19

Openstaande toetsen (+ module): geen

Datum: 2-2-2017

Voorlopige titel:

De vermoeiing van kleine diameter kabels bij het herhaaldelijk buigen over katrollen.

Werkveld: Orthopedie

Beroepsrol: Onderzoeker

Extern project: Ja

Naam opdrachtgever: Delft Institute For Prosthetics And Orthotics (DIPO)

Contactpersoon: Dick Plettenburg, d.h.plettenburg@tudelft.nl

Inleiding.

Onze armen en benen stellen ons in staat om niet alleen onszelf, maar ook andere objecten te bewegen. Eigenlijk zijn onze ledematen dat wat ons verbindt met de buitenwereld. Er zijn weinig alledaagse bezigheden te bedenken waarin noch de armen noch de benen gebruikt worden. Dat deze delen van ons lichaam precies doen wat we willen, wordt door veel mensen als vanzelfsprekend ervaren. Wanneer iemand een deel van zijn ledemaat verliest of een functie daarvan kunnen kleine alledaagse taken dan ook een ware opgave worden. Voor een deel van deze mensen kunnen protheses en ortheses de oplossing bieden. Er is al een zeer grote verscheidenheid van pro- en ortheses op de markt. Of het nu om een door het lichaam bekrachtigde of een elektrisch aangestuurde pro- of ortheses gaat, één ding hebben ze gemeen: Een pro- of orthese moet in staat zijn om krachten uit te oefenen op externe voorwerpen. Om deze krachten over te brengen wordt vaak gebruik gemaakt van kabels en katrollen. Dit gebruik brengt echter enkele nadelen met zich mee. Wanneer een kabel over een katrol loopt, betekent dit dat deze van een gestrekte naar een gebogen toestand gaat om vervolgens weer gestrekt te worden, dit wordt een buigcyclus genoemd. Als dit heel vaak gebeurt, zal er materiaalvermoeiing optreden waardoor de kabel uiteindelijk breekt.

In het verleden is er al veel onderzoek gedaan naar het gedrag van kabels bij het herhaaldelijk buigen over katrollen. Vrijwel al deze onderzoeken zijn gedaan met kabels met een diameter van meer dan 10 mm en katrollen met een diameter groter dan 100 mm. (Sloan, Nye, & Ligget, 2003; Nabijou & Hobbs, 1994; Onur, & Imrak, 2012, 2013). De kabels die in pro- en orthoses worden gebruikt, hebben vaak een veel kleinere diameter ($> 2\text{mm}$) (Kimikawa, & Maeno, 2008; Laurentis, & Mavroidis, 2002). Weinig tot geen data zijn beschikbaar over kabels met diameters kleiner dan 2mm. Helsloot, Hooijmeijer, Maas & Pasma hebben hier in 2017 onderzoek naar gedaan. Maar helaas zijn er door tijdgebrek slechts drie soorten kabels getest en slechts dertien metingen uitgevoerd. Dit is niet voldoende om een indicatie te geven van het gedrag van deze kabels in beschreven omstandigheden. Door de zeer geringe hoeveelheid data over kleine diameter kabels is er veel vraag vanuit de orthopedie naar een onderzoek naar het gedrag van deze kabels.

Het doel van dit onderzoek is dan ook om meer inzicht te creëren in de vermoeiing van kleine diameter kabels bij het herhaaldelijk buigen over katrollen.

De hoofdvraag luidt:

Wat is de invloed van katroldiameter, kabeldiameter en het materiaal van de kabel op de levensduur van kleine diameter kabels ($> 2\text{mm}$) bij het herhaaldelijk buigen over kleine diameter katrollen ($> 100\text{mm}$).

Methode

Meetopstelling

Voor het onderzoek zal gebruik worden gemaakt van de meetopstelling ontwikkeld door Bos, R. (2016) en later geoptimaliseerd door Helsloot, Hooijmeijer, Maas & Pesma (2017). Deze laatste is te zien in figuur 1 in de bijlage. Deze testopstelling toont grote gelijkenissen met de standaard opstelling zoals beschreven in Wire Ropes, Tension, Endurance, Reliability (Feyrer, 2015). De testopstelling bestaat uit twee katrollen, een grote leidende katrol en een kleinere volgende katrol. Een krukas zet de roterende beweging van een DC- motor om in een oscillerende beweging van de leidende katrol. De leidende katrol heeft een radius van 100mm en wordt door de DC-motor bewogen over een hoek van 90 graden. Belangrijk is dat de volgende katrol altijd een kleinere diameter heeft dan de leidende katrol waardoor de kabel altijd zal breken bij de volgende katrol. Aan de as van de volgende katrol kunnen aan weerskanten gewichten gehangen worden om spanning in de kabel te creëren. De testopstelling is gekoppeld aan een Raspberry Pi die het aantal oscillaties waarneemt en opslaat.

Momenteel is de opstelling belastbaar tot een maximum van 100 N. Wanneer dit overschreden wordt, gaat de as van de volgende katrol krom staan. De kabels die in prothesen worden gebruikt, worden dikwijls aan veel hogere krachten onderworpen (Smith et al, (2012), Tolou et al, (2012)). De hoogst in de literatuur gevonden gemeten kracht bedraagt zelfs 250 N (Bos & Plettenburg, 2017). Om het onderzoek representatief te maken aan de werkelijkheid is dan ook besloten dat de testopstelling belastbaar moet zijn tot 300 N. De eerste actie in het onderzoek zal dan ook zijn het verstevigen van de testopstelling. Om dit te bewerkstelligen zal er een krachtenanalyse van de huidige situatie gemaakt worden. Op basis hiervan zal bepaald worden welke aanpassingen nodig zijn om de opstelling tot 300 N belastbaar te maken. Omdat dit echter niet het hoofddoel van het onderzoek is maar slechts een noodzaak zal hier slechts kort aandacht aan besteed worden.

Parameters.

Op basis van de gevonden literatuur zijn een aantal te toetsen parameters opgesteld. Deze parameters zullen de onafhankelijke variabelen vormen en zijn hieronder weergegeven en uitgelicht.

De afhankelijke variabele zal zijn het aantal buigcycli (strekken -> buigen -> strekken) dat de kabel maakt voordat deze breekt.

- Kabel typen: het mag als vanzelfsprekend verondersteld worden dat het type kabel een grote invloed heeft op de levensduur van de kabel. Momenteel zijn gevlochten staalkabels nog steeds de meest gebruikte kabels in de orthopedie. Uit meerdere onderzoeken is echter gebleken dat kunststofkabels beter geschikt zouden kunnen zijn (Helsloot, Hooijmeijer, Maas & Pasma 2017, Pott, Wehr & Wehking (2018), Liggett, Nye & Sloan 2003). In figuur 2 (te zien in de bijlage) zijn enkele belangrijke eigenschappen van verschillende soorten kabels te zien. Op basis van de gevonden literatuur zijn drie typen kabels gekozen om te testen: Dyneema (HMPE), Vectran LCP en Technora. Omdat gevlochten stalen kabels momenteel de meest gebruikte kabels binnen de orthopedie zijn, zal ook deze meegenomen worden in het onderzoek. In het boek Wire Ropes, Tension, Endurance, Reliability schreef Feyrer (2015) dat de wrijving tussen de kabel en de ondergrond van groot belang is voor de levensduur van de kabel. Dit werd later nog een bevestigd door Helsloot et al. (2017). Om deze reden is er gekozen om de gecoate stalen kabel te gebruiken in plaats van de normale gevlochten stalen kabel.
- Kabeldiameter: uiteraard is ook de diameter van de kabel zeer belangrijk voor de levensduur van de kabel (Feyrer, 2015). Omdat dit een eenvoudig aan te passen specificatie van een prothese is, zal ook dit als parameter opgenomen worden in het onderzoek. In het vooronderzoek zal bepaald worden welke diameters gebruikt zullen worden aan de hand van de meest gebruikte en de mogelijke diameters in huidige protheses.
- Katroldiameter: de diameter van de katrol waar de kabel om gebogen wordt, is van groot belang voor de levensduur van de kabel (Feyrer, 2015, Imrak & Onur 2012, Gómez, Tato, Urchegui 2007). De diameter van de katrollen in verschillende pro- en orthoses verschilt sterk. Om deze reden is het belangrijk richtlijnen te hebben over de levensduur van de kabels afhankelijk van de gebruikte katrollen. Welke diameters getest zullen worden, zal volgen uit het vooronderzoek. In dit vooronderzoek zal onderzoek gedaan worden naar de meest gebruikte diameter voor katrollen in verschillende typen protheses.
- Belasting: de belasting die op de kabel wordt geplaatst, is een zeer belangrijke variabele voor de levensduur van de kabel. Vanzelfsprekend geldt hoe hoger de belasting hoe korter de levensduur van de kabel. Desondanks is er gekozen de belasting niet mee te nemen in dit onderzoek. De reden is dat de belasting van de kabel volledig afhankelijk is van de dagelijkse activiteiten van de gebruiker en zijn fysieke gesteldheid. Dit maakt het voor de fabrikant zeer lastig om de exacte belasting op de kabel te bepalen en deze mee te nemen in de schatting van de levensduur. Om deze reden is er voor gekozen om de kabels alleen op de eerder gestelde maximale belasting van 300 N te testen. Op basis daarvan kan de minimale levensduur van de kabel bepaald worden.

Gebruiksonderzoek

Er zal een gebruiksonderzoek gedaan worden naar verschillende typen pro- en orthoses. Hierin zal onderzocht worden wat het gemiddelde aantal belastingen per dag is wat de pro- en orthoses te verduren zal krijgen. Wanneer de levensduur van de kabel in aantal buigcycli bekend is, kan aan de hand daarvan de levensduur in dagen bepaald worden. Ook zal een minimale acceptabele levensduur van de kabel bepaald worden.

Krachten analyse

Er zal een analyse opgesteld worden van het krachterspel tussen de kabel en de katrol, om meer inzicht te geven in welke krachten er optreden en rekening mee gehouden dient te worden. Hierbij zal onder andere gekeken worden naar het belang van de verhouding tussen de twee katrollen, de

verhouding van de dikte van de kabel tot de geleidende gleuf in de katrol, de optredende krachten op de assen van de katrollen en de invloed van interne wrijving in de huidige meetopstelling.

Resultaat

Het eindresultaat zal bestaan uit twee aparte delen. Er zal een wetenschappelijk artikel geschreven worden waarin de invloed van de verschillende parameters op de levensduur van de kabels beschreven zal staan. In dit artikel zullen enkel de methode van het onderzoek, de resultaten en eventuele discussiepunten worden beschreven. Er zullen geen adviezen gegeven worden welke parameters te gebruiken in verschillende situaties.

Naast het artikel zal er ook een procesverslag geschreven worden. Hierin zullen, in tegenstelling tot het artikel, ook de aanpassingen aan de meetopstelling, een uitgebreide krachtenanalyse, het gebruiksonderzoek en eventuele adviezen betreffende de te gebruiken parameters beschreven staan.

Literatuurlijst

Bos, R. and Plettenburg, D. (2017). Design of a cosmetic glove stiffness compensation mechanism for toddler-sized hand prostheses. *PLOS ONE*, 12(8),

Bongers, R., Smit, G., Van der Sluis, C., & Plettenburg, D. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices: 24 years of development. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(4), p.523-534.

Feyrer, K. (2015). *Wire Ropes* (2e ed.). Stuttgart, Germany: Springer.

Gómez, X., Urchegui, M. A., & Tato, W. (2008). Wear Evolution in a Stranded Rope Subjected to Cyclic Bendeing. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 17(4), 550-560.

Helsloot, A., Hooijmeijer, D., Pasma, K., & Maas, W. (2017). Bending-over-sheave tests using small diameter cables. TU Delft.

Hobbs, R. E., & Nabijou, S. (1994). Fatigue of wire ropes bent over small sheaves. *International journal of fatigue*, 16(7), 453-460.

Imrak, C. E., & Onur, Y. A. (2012). Experimental and theoretical investigation of bending over sheave fatigue life of stranded steel wire rope. *Indian Journal of Engineering & Materials Sciences*, 19, 189-195.

Imrak, C. E., & Onur, Y. A. (2013). Experimental determination of degradation influence on bending over sheave fatigue life of steel wire ropes. *Indian Journal of Engineering & Materials Sciences*, 20, 14-20.

Kamikawa, Y. and Maeno, T. (2008). Underactuated Five-Finger Prosthetic Hand Inspired by Grasping Force Distribution of Humans. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C*, 74(746), pp.2542-2548.

De Laurentis, K., & Mavroidis, C. (2002). Mechanical design of shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technology and healthcare*, 10(2), 91-106.

Nikooyan, A., Tolou, N., Smit, G., Plettenburg, D. and Herder, J. (2012). Stiffness Compensation Mechanism for Body Powered Hand Prostheses with Cosmetic Covering. *Journal of Medical Devices*, 6(1), p.011004.

Nye, R., Sloan, F., & Liggett, T. (2003). Improving bend-over-sheave fatigue in fiber ropes. *Oceans Conference Record*, 2, 1054-1057.

Pott, A., Wehr, M., & Wehking, K. H. (2018). Bending Fatigue Strength and Lifetime of Fiber Ropes. *Cable-driven parallel robots*, 53, 73-84.

Planning

Doordat de metingen zeer tijdsintensief zijn en er slechts één meting tegelijk gedaan kan worden is het noodzakelijk een deel van het vooronderzoek uit te voeren tijdens de metingen. Zo zijn de krachtenanalyse en het gebruiksonderzoek niet noodzakelijk om uit te voeren voor de meting en zullen deze tijdens de meting uitgevoerd worden. Ook kan een deel van de parameters gekozen worden tijdens de meting. Wanneer van elk van de parameters één waarde bekend is kan immers al een meting gestart worden.

Week	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Aanpassingen Meetsysteem														
Bepaling eerste parameters (katrollendiameter, kabel type, kabeldiameter)														
Onderzoek huidige protheses														
Bepaling verdere parameters														
Gebruiksonderzoek														
Krachten Analyse														
Mogelijkheid tot uitloop														
Meting														
Data verwerking														
Verslaglegging														

Leerdoelen

- De student wil zich meer ontwikkelen in het schrijven van wetenschappelijke onderzoeken, een vaardigheid welke ook benodigd is voor de beoogde master studie. Tijdens de afstudeerfase zal de student gedurende een periode van 14 weken zich ontwikkelen in het opstellen, uitvoeren en schrijven van wetenschappelijke onderzoeken zodat zijn vaardigheden hierin verbeteren.
- De student wil meer kennis opdoen over de verschillende mogelijkheden in het werkveld van bewegingstechnologie. Tijdens de stage is ervaring opgedaan met programmeren omtrent BT maar de kennis moet nog uitgebreid worden.

De student zal tijdens zijn afstudeerperiode van veertien weken zich bezig houden met het opstellen en schrijven van onderzoek. In dit onderzoek zal onder andere een krachten analyse opgesteld worden. Op deze manier zal de student meer ervaring opdoen in de verschillende aspecten van BT

- De student ervaart, mede door zijn dyslexie, moeite met schrijfvaardigheden. De student gaat zich, gedurende de afstudeerperiode van 14 weken, verder ontwikkelen met zijn schrijfvaardigheden. Dit wordt vormgegeven binnen het schrijven en opstellen van het onderzoek van de afstudeerstage.

9. Leerdoelen

- De student wil zich meer ontwikkelen in het schrijven van wetenschappelijke onderzoeken, een vaardigheid welke ook benodigd is voor de beoogde master studie. Tijdens de afstudeerfase zal de student gedurende een periode van 14 weken zich ontwikkelen in het opstellen, uitvoeren en schrijven van wetenschappelijke onderzoeken zodat zijn vaardigheden hierin verbeteren.
- Gedurende mijn afstuderen heb ik mij beziggehouden met het schrijven van het onderzoek "Bending over sheave endurance for small diameter cables in prosthetic applications". Door de vele tijd die hier in is gaan zitten ben ik ervan overtuigd dat mijn vaardigheden in het opstellen, uitvoeren en schrijven van wetenschappelijk onderzoek aanzienlijk zijn verbeterd. Dit heb ik mede te danken aan de feedback van mijn begeleiders zowel aan De Haagse Hogeschool als de TU Delft. Van de gegeven feedback en mijn eigen ervaringen heb ik veel geleerd en ben dan ook beter voorbereid om in de toekomst onderzoek tot een succesvol eind te brengen.
- De student wil meer kennis opdoen over de verschillende mogelijkheden in het werkveld van bewegingstechnologie. Tijdens de stage is ervaring opgedaan met programmeren omtrent BT maar de kennis moet nog uitgebreid worden.
- Tijdens mijn afstuderen heb ik mij beziggehouden met verschillende competenties van BT. Zo heb ik mij beziggehouden met het doorrekenen van constructies, het ontwerpen van onderdelen voor de meetopstelling en het opstellen en schrijven van wetenschappelijk onderzoek. In combinatie met mijn voorgaande stages heeft dit mij een duidelijk beeld gegeven over de mogelijkheden met BT en mijn plannen voor de toekomst.
- De student ervaart, mede door zijn dyslexie, moeite met schrijfvaardigheden. De student gaat zich, gedurende de afstudeerperiode van 14 weken, verder ontwikkelen met zijn schrijfvaardigheden. Dit wordt vormgegeven binnen het schrijven en opstellen van het onderzoek van de afstudeerstage.
- Door het schrijven van mijn onderzoek en proces verslag gedurende mijn afstuderen is mijn schrijfvaardigheid in zowel de Nederlandse als de Engelse taal verbeterd. Ondanks dat dit voor mij altijd een aandachtspunt zal blijven gezien mijn dyslexie ben ik van mening dat de vele uren die in het documenteren van mijn activiteiten zijn gaan zitten mijn schrijfvaardigheid zeker ten goede zijn gekomen.