

The effect of slower walking speed on the ankle kinematics of typically developing children

Author: Manja van Wissen

Received: 14 June, 2017



VU medisch centrum

The effect of slower walking speed on the ankle kinematics of typically developing children

Author: Manja van Wissen

Received: 14 June, 2017

Supervisor HHS: Dr. Daphne Wezenberg
MSc. Hanneke Braakhuis
Supervisor VUmc: Dr. Marjolein van der Krogt
Drs. Laura Oudenhoven

Table of contents

A. Dutch summary	3
B. Article.....	4
1. Introduction	6
2. Method	8
3. Results	10
4. Discussion	13
5. Conclusion	14
6. Acknowledgements	14
7. References	15
C. Appendix.....	16
1. Project plan	17
2. Evaluation personal goals	23

A. Dutch summary

Het doel van dit onderzoek was om het effect te beschrijven van een langzamere loopsnelheid op de enkelkinematica van gezond ontwikkelde kinderen. Van tien kinderen zijn de 3D kinematica van de onderste extremiteiten gemeten door middel van infrarood camera's (Vicon, Oxford, UK). De kinderen moesten op comfortabele loopsnelheid (CWS) en een langzamere loopsnelheid (SLOW (CWS- 30% ($\pm 5\%$))) lopen. De data van de infrarood camera's is geanalyseerd door middel van Vicon Nexus 2.2 en BodyMech® software. De maximale plantair flexie enkelhoek, maximale dorsaal flexie enkelhoek, de relatieve tijd waarop de maximale plantair flexie enkelhoek en dorsaal flexie enkelhoek gemeten werden en de relatieve duur van de stand fase waren de uitkomstmaten van dit onderzoek.

Uit de resultaten komt naar voren dat kinderen tijdens SLOW een hogere dorsaal flexie enkelhoek hadden. Daarnaast vond de maximale dorsaal flexie enkelhoek later plaats tijdens SLOW. De resultaten van de maximale plantair flexie enkelhoek en de relatieve tijd waarop deze maximale hoek plaats vonden tijdens SLOW, waren niet significant verschillend ten opzicht van de CWS. Echter was de relatieve duur van de stand fase wel significant verschillend, de relatieve duur van de stand fase was langer tijdens SLOW. Er kan geconcludeerd worden dat de maximale dorsaal flexie enkelhoek toeneemt tijdens SLOW en dat het relatieve tijdsmoment van de maximale dorsaal flexie enkelhoek later plaats vindt tijdens SLOW. De maximale plantair flexie hoek en het tijdsmoment van deze hoek waren niet significant verschillend tijdens SLOW. De resultaten suggereren dat de verschillen tussen CWS en SLOW klein zijn, maar er moet wel rekening mee worden gehouden tijdens het analyseren van gangbeeld analyse data.

B. Article

The effect of slower walking speed on the ankle kinematics of typically developing children

Manja M.A.T van Wissen

Department of Rehabilitation Medicine, VU University Medical Center, Amsterdam, The Netherlands

Department of Human Kinetic Technology, The Hague University of applied sciences, The Hague, The Netherlands

Article Info

Article history:

Received 31 May 2017

Accepted ..

Keywords:

Ankle kinematics

Walking speed

Gait analysis

Children

Cerebral palsy

Abstract

Purpose The aim of this study is to describe the effect of slower walking speed on the ankle kinematics of typically developing children.

Method Three dimensional lower extremity joint kinematics were collected of 10 developing children (ages 6-9) walking at a comfortable walking speed (CWS) and slower walking speed (SLOW (CWS- 30% ($\pm 5\%$))) with infrared cameras (Vicon, Oxford, UK). Data from the infrared cameras was analyzed with Vicon Nexus 2.2 and BodyMech® software. Maximal plantar ankle flexion, maximal dorsal ankle flexion, instance of maximal dorsal flexion, instance of maximal plantar flexion and the duration of stance phase were the outcome measures.

Results The data showed that children reached significantly more dorsiflexion during the SLOW condition when compared to the CWS condition. The relative instance of maximum dorsal flexion angle took place earlier at the CWS condition than at the SLOW condition. The maximal plantar flexion and related time point were not significant different compared to the CWS condition. However, the duration of the stance phase did have a significant difference at the SLOW compared to CWS, the duration of the stance phase was significant longer at SLOW.

Conclusion The maximal dorsal flexion angle increased during a slower walking speed. The relative instance of maximal dorsal flexion angle occurred later during a slower walking speed. The maximal plantar flexion and the relative instance of the maximal plantar flexion angle were not significant different during a slower walking speed. The results indicate that the differences between conditions CWS and SLOW are small, but should be taken into account interpreting of clinical gait analysis data.

1. Introduction

Cerebral palsy (CP) can be described as a disorder in the development of movement and posture that appears in the days after birth. This disorder can cause activity limitations, assigned to the non-progressive disturbance that took place in the developing fetal or infant brain. CP is often accompanied by disturbance of perception, communication, sensation and cognition. Moreover, CP can cause epilepsy, and is related to other secondary musculoskeletal problems (Rosenbaum et al., 2006). These secondary musculoskeletal problems, such as muscle contractures, bony torsion or hip displacement, can develop throughout life (Chang et al., 2014). A person with CP is more likely to have an abnormal gait pattern that appears with characteristics as slower walking speed and a shorter stride length (Johnson et al., 1997).

This abnormal gait pattern often results in impaired mobility and difficulties with performing daily life activities. With clinical gait analysis it is possible to find the origin of the abnormal gait pattern. This may lead to better understanding of the movement deviations and their associated impairments. With the results of the gait analysis it is possible to improve the diagnosis of gait abnormalities.

In the Netherlands there are a few rehabilitation centers that offer gait analysis for children with CP. One of the centers is the department of Rehabilitation at the VU medical center (VUmc) in Amsterdam. Gait analysis at the VUmc are often performed on children, this is also the largest group of people in which gait analysis is performed (Cook et al., 2000). Gait analysis at the VUmc are performed in a lab with three-dimensional video recorders. During gait analysis different parameters of the lower extremity of the human body are measured, such as the kinematics, kinetics and electromyography (EMG) of different leg muscles.

Within the gait analysis ankle kinematics is an important parameter, because of the many problems in the ankles of children with CP during walking which are described in different articles (Hunt et al., 2014; Neyroud et al., 2017; Sees et al., 2013). In a recent article of Neyroud et al. (2017) is described that children with CP have plantar flexor weakness. According to Sees et al. (2013) there are more reasons for ankle problems. Some children have a toe walking pattern, a valgus- or varus displacement in their ankle or spasticity in the calf muscles. All these problems can individually influence the movement of the ankle, the influence can also lead to knee and hip parameter changes (Kwon et al., 2015; Ranisavljev et al. 2014) that might affect the whole gait pattern. So ankle kinematics is an important parameter and should be taken into account during gait cycles analysis for children with CP.

Children with CP typically walk at a slower walking speed (Johnson et al., 1997). Although we know that walking speed influences gait kinematics (Dubbeldam et al., 2010; Grant J et al., 2015; Tulchin et al., 2009; Schwartz et al., 2008; Van der Linden et al., 2002), clinical gait analysis of children with CP are generally compared to reference data of typically developing children, who walk at a faster velocity. The main reason of gait analysis is not to see the effect of the slower walking speed, but the effect of the abnormalities in the gait pattern related to the disorder. To separate the effect of walking speed and the abnormalities, typical developing children should be compared on different walking speeds to only find the effect of a slower walking speed, see Figure 1. Therefore a comparison between slower walking speed and comfortable walking speed controlled data of the ankle kinematics between typical developing children can give more information about the effects of the pathology on gait.

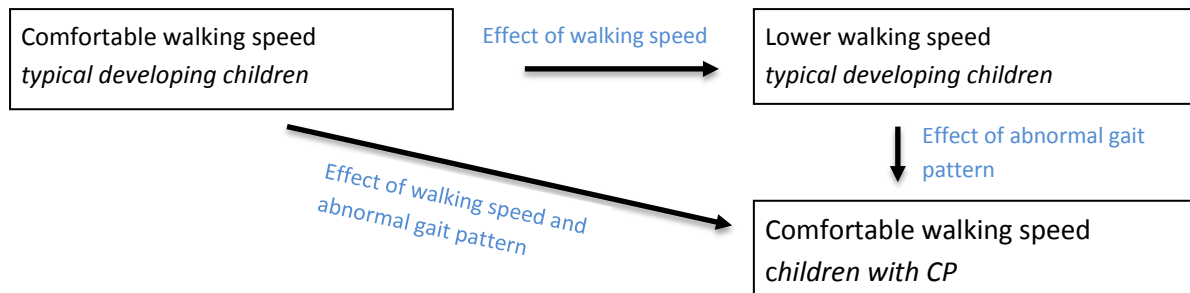


Figure 1 The comparison between typical developing children and children with CP

There are already some studies performed investigating the effect of walking speed on the ankle kinematics, table 1 shows some of the results from different studies. The effect of the speed on ankle kinematics is defined as decreased or increased maximal movement of plantar and dorsal flexion of the ankle (joint movement).

Most of the studies in table 1 are completed with adults as subjects (Dubbeldam et al., 2010; Grant J et al., 2015; Tulchin et al., 2009). Two studies investigated the effect of walking speed on children when making new reference data for gait analysis (Schwartz et al. 2008, Tulchin et al. 2002). Schwartz et al. (2008) found that plantar flexion angles decreased at toe off as gait speed decreased. They also found that the mean ankle dorsiflexion, between slow and very slow speeds, reaches a plateau effect. The other studies (Dubbeldam et al., 2010; Grant J et al., 2015; Tulchin et al., 2009) reported an increased maximal dorsal flexion with decreasing walking speed.

The purpose of the study is to investigate the effect of the decreased walking speed on the ankle kinematics of typically developing children following the standard protocol of the VUmc gait laboratory. With the results of this research the physician of the VUmc can better understand the cause of the impairments within the children with CP and can make better choices for the treatment.

Table 1 The results of different articles about the effect of slower walking speed during gait analysis on the ankle joint (plantar flexion and dorsal flexion).

Article	From a fast walking speed to a slower walking speed	
	Maximal plantar flexion	Maximal dorsal flexion
Dubbeldam et al. (2010)	Decrease (3-9 °)	Increase
Grant et al. (2015)	Decrease (5.7°)	Increase (3.35°)
Tulchin et al. (2009)	Decrease (10°)	Increase
Schwartz et al. (2008)	Decrease (18°)	-
Van der Linden et al. (2002)	Decrease	-

2. Method

Data of the research done at the department of rehabilitation of the VUmc are used for this study, only data of the ankle kinematics and subject characteristics are used. In the research of the VUmc, data is collected to develop new reference data for the three-dimensional gait analyses of children.

2.1 Subjects

Ten typically developing children participated in this study (6 female; 4 male). The inclusion criteria were that they had no injuries in the lower extremity in the last 6 months and that they did not have an abnormal gait pattern. The parents had to give full consent to the medical center to participate in this study. The local ethics committee of the VUmc in Amsterdam approved the research protocol.

2.2 Study design and materials

The study took place in a conventional gait lab at the VUmc. This lab has a 10 meter walkway with two force plates in the middle of the walkway. The lab is equipped with 12 infrared cameras (Vicon, Oxford, UK), 2 force plates (AMTI, Watertown, USA) and 4 video cameras (Basler piA640-210 gc GigE, Basler, Arhrensburg Germany).

Data of 42 markers on different locations on the legs, feet and upper body were collected. For the ankle kinematics only markers at lower leg and foot were used, see Figure 2. The markers, which presented the lower leg, were SHA1, SHA2, LM, MM, CF and TT (see Table 2 for the full name). The markers of the foot were HEE, MT1, MT2, MT5 and TOE (see Table 3 for the full name).



Figure 2 Marker positions on lower leg and foot

Table 2 The markers of the lower leg

ID.	Landmark
SHA1	Lateral technical thigh marker
SHA2	Anterior technical shank marker
LM	Lateral malleolus
MM	Medial malleolus
CF	Caput Fibulae
TT	Tibial tuberositas

Table 3 The markers of the foot

ID.	Landmark
HEE	Heel/dorsal calcaneus
MT1	1 st metatarsal head
MT2	2 nd metatarsal head
MT5	5 th metatarsal head
TOE	Big toe

At least five gait cycles were collected for each leg at two different conditions. The two conditions were the different walking speeds: comfortable walking speed (CWS) and slower walking speed (SLOW).

After the static trial, the comfortable walking speed for each individual was determined during various CWS trials using light sensors at both ends of the walkway. From this comfortable walking speed, slow walking speed was derived, being 30% ($\pm 5\%$) slower than the child's individual CWS ($SLOW = CWS * 0.7$).

During walking, subjects were instructed to keep their eyes to the wall. The walking speed was measured and monitored with light sensors, placed on the ends of the walkway. Oral instructions were given to maintain correct walking speed and body posture. During post processing, walking speed was recalculated based on the anatomical markers on the pelvis (see 2.3 Data processing and outcome measures).

2.3 Data processing and outcome measures

2.3.1 Ankle joint angle

Three-dimensional kinematics was analyzed using custom made software (BodyMech, Matlab®, The Mathworks). This software uses the CAST- model (Calibrated Anatomical System Technic), based on the algorithm according to the method of Cappozzo et al. (1995 and 2005). Joint and segment angles were calculated following CAMARC anatomical frame definitions (Cappozzo et al., 1995). In this model, joint kinematics is calculated using the relative movement between two contiguous bony segments, the proximal segment (p) and the distal segment (d).

The proximal segment for the ankle joint is the lower leg, the distal segment is the foot that is modeled as a rigid system. Anatomical markers are placed at markers pointed on bone structures of a segment. Technical markers are located on the rigid bones. The technical frame of the lower leg can be described as a position vector of each relative to an orthogonal set of markers: $P = [Px \ Py \ Pz]$. gO is the position vector of the origin of the local frame relative to the global frame. Calculating the position vectors of the distal (gOd) and proximal segments (gOp) and the orientation matrices of the distal (gRd) and proximal segment (gRp), it was possible to calculate the joint orientation matrix (Rj) and joint position vector (Tj). These joint orientation matrix and joint position vector had all the information of the distal segment relative to the proximal segment and thus about joint kinematics.

Out of the BodyMech® software came a Matlab file with all the ankle angles of every second. These ankle angles are given in three directions, each in a different anatomical plane. The ankle movements made in the sagittal plane, dorsal and plantar flexion, are used for data processing. Data is then analyzed by determining the maximal values of the plantar and dorsal flexion and the related time points of the maximal values over one normalized gait cycle. The gait cycle is defined as initial contact (first heel contact on the ground) until initial contact (IC) of the same foot. The mean of the maximum values of the dorsal and plantar flexion [degrees] and related time points [% of gait cycle] for each trial (walking right to left or left to right) were calculated. The mean of the values were calculated at the end when all trials were conducted.

2.3.2 Speed calculation

In 2.2 study design and materials is already described how the walking speed is measured during walking. After completing all the trails the walking speed is calculated using the Spina Iliaca Posterior Superior (SIPS) marker. The horizontal distance of the SIPS marker divided by the time that the SIPS marker used for the distance resulted in the walking speed [m/s].

$$V = \frac{\text{horizontal distance SIPS[m]}}{\text{time[s]}}$$

2.3.3 Stance phase calculation

Stance phase duration [% of the gait cycle] is the time of the foot on the ground. It starts with IC and ends with TO of the same foot. The IC and TO were calculated with the method of Zeni et al. (2008). In this model IC and TO were defined as the moment of the maximal displacement of the heel marker or big toe marker with respect to the sacrum marker. The stance phase is part of the gait cycle, where one gait cycle is equal to 100%. The gait cycle was defined as initial contact until initial contact of the same leg, the stance phase will therefore always starts at 0% of the gait cycle.

2.3.4 Outcome measures

The maximal values were calculated for the left leg and right leg. The maximum values of the right and left leg were averaged as no difference between legs was assumed in typical developed children and to exclude any effects of a preferred leg. Finally there were five outcome measures for each condition:

- Maximal plantar flexion [degrees]
- Maximal dorsal flexion [degrees]
- Timing of the maximal plantar flexion [% of the gait cycle]
- Timing of the maximal dorsal flexion [% of the gait cycle]
- Relative duration of stance phase [% of the gait cycle]

2.4 Statistics

All outcome parameters were compared between conditions (CWS and SLOW) using a paired sample t-test, with the agreement that the p-values of less than 0.05 were considered statistically significant. The normality of the differences between the two conditions was confirmed by visual inspection of their q-q plot and box plot. A Shapiro-Wilks test carried out on the differences scores also supported that the data represented a normally distribution. When the outcome parameters were not statistically significant ($p > 0.05$), the Wilcoxon signed-rank test was executed.

3. Results

3.1 Subject characteristics

Ten typically developing children participated in this study (6 female; 4 male; age 7.5 ± 1.08 years; height 1.32 ± 0.07 meters; weight 30.42 ± 6.97 kg)

Table 4 Subject characteristics (n= 10)

	Mean value	Standard deviation [SD]
Age [years]	7.50	1.08
Weight [kg]	30.42	6.97
Length [m]	1.32	0.07
Leg length right [m]	0.70	0.06
Leg length left [m]	0.70	0.06
Strides CWS	35.3	13.2
Strides SLOW	31.1	8.2

The normality of the output parameters was confirmed by visual inspection of their q-q plot and box plot, none of the output parameters differentiated from a normal distribution (KS-test, $p > 0.05$).

3.2 Walking speed

The walking speed of each person is shown in table 5. Three out of ten children did not meet the requirements of the SLOW walking speed (30% ($\pm 5\%$) slower than CWS) compared to the CWS walking speed (TD5, TD7 and TD 10). Because they did not meet the requirements, they were excluded from the rest of the results.

A significant difference between the SLOW and CWS condition was found. Children had a significant slower walking speed at the SLOW condition ($M = 0.87$, $SD = 0.11$), compared to the CWS condition ($M = 1.21$, $SD = 0.15$) ($t(6) = 15.689$, $p = 0.000$).

Table 5 Walking speeds at different conditions

Person	CWS[m/s]	SLOW[m/s]	Difference in speed[%]
TD 1	1.374	1.026	25.3
TD 2	1.299	0.889	31.6
TD 3	1.168	0.848	27.4
TD 4	0.947	0.674	28.9
TD 5	1.049	0.823	21.6*
TD 6	1.298	0.843	35.0
TD 7	1.205	0.963	20.1*
TD 8	1.329	0.969	27.1
TD 9	1.099	0.818	25.6
TD 10	1.121	1.003	10.5*

Abbreviations: TD: Typical Developing child CWS: Comfortable walking speed; SLOW: slower walking speed than CWS

* the children who did not walk at the required SLOW condition.

3.3 Maximum dorsal ankle angle and timing of the maximum dorsal ankle angle

A significant difference for the maximum dorsal ankle angles on CWS and SLOW was found ($p=0.025$). A significant higher maximum dorsal ankle angle is observed during the SLOW condition ($M = 16.4$, $SD = 3.9$), compared to the CWS condition ($M = 14.8$, $SD = 4.0$) ($t(6) = -2.981$, $p = 0.025$). Not only the maximum dorsal angle changed with a slower walking speed, also the time when this maximum angle is measured during a gait cycle changed. The maximum dorsal angle was reached relative earlier during the gait cycle at CWS than at SLOW. Children had a significant earlier maximum ankle angle during the CWS condition ($M = 36.5\%$, $SD = 6.5\%$), when compared the SLOW condition ($M = 44.4\%$, $SD = 4.3\%$) ($t(6) = -5.625$, $p = 0.001$). These findings can also be seen in Figure 3 and 4. These figures show the ankle movement during the whole gait cycle.

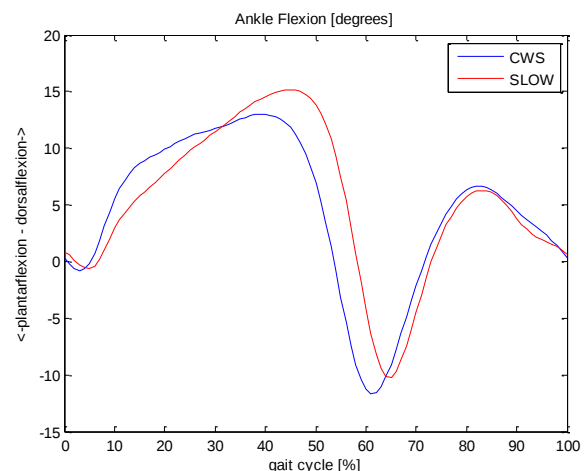


Figure 3 Mean ankle flexion out of all gait cycles at CWS and SLOW

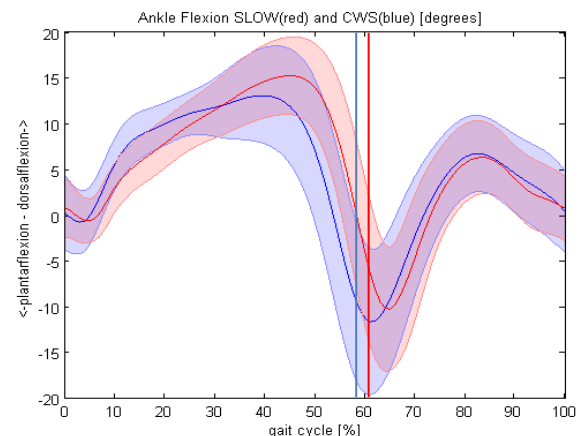


Figure 4 Mean ankle flexion out of all gait cycles at CWS and SLOW with SD and ending of the stance phase (vertical blue and red line)

3.4 Maximum plantar ankle angle and timing of the maximum plantar ankle angle

The maximum plantar ankle angle at CWS and SLOW were not significant different ($p = 0.999$). The maximum plantar ankle angle did not differ significantly between the SLOW condition ($M = -14.0$, $SD = 7.6$) compared to the CWS condition ($M = -14.0$, $SD = 7.6$) ($t(6) = -0.001$, $p = 0.999$). The timing of the maximum plantar ankle angle during a gait cycle is also not significant different between the two conditions ($p=0.663$). Children did not have a significant different timing of the maximum plantar ankle angle during the SLOW condition ($M = 59.2\%$, $SD = 6.7\%$), compared to the CWS condition ($M = 60.1\%$, $SD = 3.1\%$) ($t(6) = 0.485$, $p = 0.663$).

Table 6 Outcome parameters (n=7)

Parameter	CWS	SLOW	<i>p</i> -values
Walking speed [m/s]	1.21 ± 0.15	0.87 ± 0.11	0.000**
Relative duration of stance phase[%]	58.4 ± 2.2	60.8 ± 1.3	0.043*
Maximal plantar flexion [degrees]	-14.0 ± 7.6	-14 ± 7.6	0.999
Maximal dorsal flexion [degrees]	14.8 ± 4.0	16.4 ± 3.9	0.025*
Timing maximal plantar flexion [%]	36.5 ± 6.5	44.4 ± 4.3	0.663
Timing maximal dorsal flexion [%]	60.1 ± 3.1	59.2 ± 4.3	0.001**

Abbreviations: CWS: Comfortable walking speed; SLOW: CWS – 30%(±5%);

* significantly different from SLOW ($p<0.05$) ** significantly different from SLOW ($p<0.01$)

3.5 Duration of the stance phase

The duration of the stance phase was significantly different between both conditions ($p=0.043$). The children had a significant longer relative stance phase with regard to the full stride during the SLOW condition ($M = 60.8\%$, $SD = 1.3$) compared to the CWS condition ($M = 58.4\%$, $SD = 2.2$) ($t(6) = -2.564$, $p = 0.043$). The end of the stand phase can also be found in Figure 4, 5 and 6 (see the vertical blue and right line).

3.6 The excluded children

Three of the ten children did not meet the requirements of the SLOW walking speed (30% (±5%) slower than CWS) compared to the CWS walking speed (TD5, TD7 and TD 10), see Table 5. The three children did not have a significant slower walking speed at the SLOW condition ($M = 0.93$, $SD = 0.09$), compared to the CWS condition ($M = 1.17$, $SD = 0.15$) ($t(2) = 3.243$, $p = 0.083$). Also the dorsal flexion ($p=0.171$), plantar flexion ($p=0.738$), timing of plantar flexion ($p=0.782$) and timing of the stance phase ($p=0.205$) were not significant different.

The timing of the dorsal flexion differentiated from a normal distribution ($p=0.17$), so the Wilcoxon signed-rank test showed that the timing of the dorsal flexion angle at CWS and SLOW was not significant different ($p=0.109$).

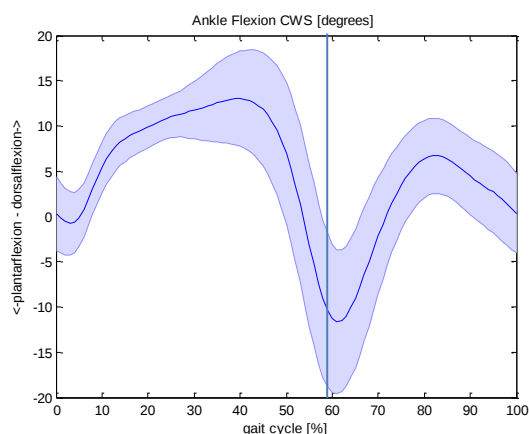


Figure 5 Ankle flexion at CWS with SD and ending of the stance phase (vertical line)

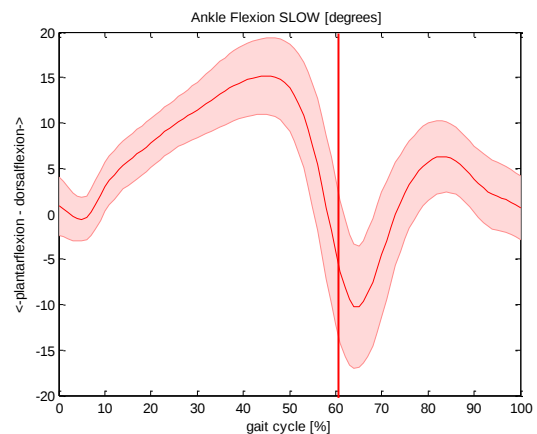


Figure 6 Ankle flexion at SLOW with SD and ending of the stance phase (vertical line)

4. Discussion

The main goal of this study was to investigate the effect of slower walking speed on the ankle kinematics during gait of typically developing children. These findings might contribute to the understanding what the effect is of slower walking speed besides the effect of the abnormalities in the gait pattern related to the disorder of children with CP.

Maximum dorsal flexion ankle angle decreased at a slower walking speed. In children with CP, the difference of dorsal ankle flexion is normally attributed to pathology, but in the healthy children, results show that differences in dorsal flexion ankle angles can also be caused by slower walking speed. This difference should be taken into account during gait analysis of CP children as well, otherwise analysis could lead to a wrong interpretation of the output parameters of the gait cycle. The results of a decrease in maximal dorsal flexion at a slower walking speed are equal to the findings of Schwartz et al. (2008), Grant et al. (2015) and Tulchin et al. (2009). Grant et al. (2015) showed a decrease of 3.35 degrees, but our results only showed a decrease of 1.6 degrees. This difference could be caused by the difference in slower walking speed and the number of participants who were measured in the study of Grant et al. (2015).

Maximal plantar flexion ankle angle did not significantly differ. The difference of the maximal plantar flexion ankle angle with early found results of Schwartz et al. (2008), Grant et al. (2015), Tulchin et al. (2009), Van der Linden et al. (2002) and Dubbeldam et al. (2010), can be caused by several different reasons. Schwartz et al. (2008) used a different variation of walking speed than Grant et al. (2015) and so did we. The differences in slower walking speed might explain the differences in the results of the maximal plantar flexion ankle angle. There was also a difference found in the amount and age of participants included in the studies. Schwartz et al. (2008) measured 83 children and Dubbeldam et al. (2010) measured 14 adults, this study collected data of only seven children. The difference in the amount of people can influence the variation of the output parameter and so the signification. All these variances may have impacted the results and may contribute to the maximal plantar flexion ankle angle found in our research compared to the other studies (Dubbeldam et al. 2010, Schwartz et al. 2008, Grant et al. 2015, Tulchin et al. 2009, Van der Linden et al. (2002)).

Not only the maximum dorsal flexion changed at a slower walking speed, also the timing of the maximal dorsal flexion differed. With decreasing the walking speed, the maximal dorsal flexion ankle angle was observed earlier during the gait cycle. This may indicate that the strategy of walking changes as speed decreases, this is supported by the study of Nilson et al. (1985). Nilson et al. (1985) reported that muscle activity did not only increased in amplitude when the walking speed changed, but also resulted in changes in the pattern of the muscle activity at different walking speeds. The timing of the plantar flexion was not significant different at a slower walking speed. This could be caused through the same reasons which are earlier mentioned discussing the maximal plantar flexion ankle angle.

The timing of the maximal dorsal flexion, which took place later at a slower walking speed, could be explained by the relative change of the ending of the stance phase. Table 6 shows that the time of stance phase during the gait cycle was longer at the SLOW condition compared to the CWS condition (see also the vertical lines in Figure 4). With a longer stance phase and thus a later TO, the timing of the maximal dorsal flexion does also move to a later point in the gait cycle. These results were also found in the article of Schwartz et al. (2008), where the stance phase moved from 56% at very fast to 68% at very slow. In the study of Dubbeldam et al. (2015) moved the ending of the stance phase of comfortable walking speed from 62.1 % to 67.2% at slower walking speed. We may conclude that there is a relation between the ending of the stance phase and the timing of the maximal dorsal flexion. It indicates that when the stance phase will be longer, the timing of the maximal dorsal flexion ankle angle takes place later in the gait cycle. This should also be taken into account during analyzing the output parameters of children with CP, because this relation can be caused by the slower walking speed besides the effect of the disorder.

In the last part of *Results* are the results of the three excluded children showed. Those three children did not meet the required slower walking speed (30% ($\pm 5\%$) slower than CWS), their slower walking speed was less slow (see Table 5 in *Results*). This difference in slower walking speed gave the opportunity to investigate if the three excluded children with a less slower walking speed (less than CWS -30 $\pm 5\%$) gave different results than the SLOW group ($n=7$). In the *Results* can be found that all output parameters of the three excluded children did not significantly differ. No differences were found for ankle kinematics, meaning that there was not enough walking speed difference between CWS and SLOW to see any transformations. This means that a walking speed less slow than SLOW does not affect the ankle kinematics. It should be taken into account that these results are only based on three children, who gave a big variation and so it is difficult to find a significant difference.

The walking speed of the excluded three children was not the only thing that was different. Between every child there was a difference between CWS and thus SLOW, see Table 5 in *Results*. However, all those mean different slower walking speeds gave the same mean results. It would be interesting to investigate the relation between the different CWS and SLOW of the children. Therefore the correlation between the absolute values of the walking speed and the output parameters need to be calculated. With calculating the correlation, the relation between the absolute values and the output parameters will be shown between decreasing speed and ankle kinematics.

A few limitations need to be taken into account when interpreting our results. First, the population of this study is not very large ($n=7$), one of the reasons of the small population is that not all children met the criteria for a slower walking speed. Still the population would have been small if all ten children were included. Because of the small population the variation between the children is bigger, a bigger population may result in more significant results. Second, the speed limitation from CWS to SLOW was not with all children succeeded. Because of the verbal limitation and not physical limitation it was still not possible to walk as slow as was asked. Further research should develop a different method to make sure that the children will be more successful during the trials at a slower walking speed. Finally, the slower walking speed in our study was based on the personal comfortable walking speed that the person first performed at the walkway. However, some of the other studies used different speed limits for finding the effect of a slower walking speed. This differences in slower walking speed makes it difficult to compare the results of this study with the other studies.

5. Conclusion

In conclusion, the maximal dorsal flexion ankle angle increased during a slower walking speed and the relative instance of maximal dorsal flexion ankle angle occurred later during a slower walking speed. The maximal plantar flexion ankle angle and the relative instance of the maximal plantar flexion ankle angle were not significant different during a slower walking speed. Our results indicate that the differences between conditions CWS and SLOW are small, but should be taken into account when analyzing the gait analysis data and can be used for the interpretation of clinical gait analysis data to separate the effect of walking speed and pathological gait.

Acknowledgements

The author would like to thank Laura Oudenhoven and Marjolein van der Krogt for giving the opportunity of working at the department of rehabilitation of the VUmc. The author also would like to thank Daphne Wezenberg and Hanneke Braakhuis for their help writing this article.

References

- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U.D., Leardini, A., (1995). Position and orientation in-space of bones during movement - anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* 10, 171-178.
- Cappozzo, A., Della, C.U., Leardini, A., Chiari, L., (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture* 21, 186-196.
- Chang, J.K., Sung, M.S. (2014). Comparison of spatiotemporal gait parameters between children with normal development and children with diplegic cerebral palsy. *J Phys Ther Sci* 26, 1317-1319.
- Cook, R.E., Schneider, I., Hazlewood, M.E. (2000). Gait analysis alters surgical decision making in neuromuscular disorder. *Gait Posture* 12, 47.
- Dubbeldam, R., Buurke, J.H., Simons, C., Groothuis, C.G.M., Baan, H., Nene, A.V., Hermens, H.J. (2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clin S Biomech* 25, 796-801.
- Grant, J., Chester, V. (2015). The effect of walking speed on adult multi-segment foot kinematics. *Bioengineer en Biomedical Sci.* 5, 156.
- Hunt, K.J., Ryu, J.H. (2014) Neuromuscular problems in foot and ankle, evaluation and work up. *Foot and ankle clinics* 19(1), 1-16.
- Johnson, D.C., Damiano, D.L., Abel, M.F. (1997). The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. *Journal of pediatric orthopaedics* 17(3), 392-396.
- Kwon, J.W., Son, S.M., Lee, N.K. (2015). Changes of kinematics parameters of lower extremities with gait speed: a 3D motion analysis study. *Journal of physical therapy science* 27, 477-479.
- Neyroud, D., Armand, S., De Coulon, G., Place, N. (2017). Plantar flexor muscle weakness and fatigue in spastic cerebral palsy patients. *research in developmental disabilities* 61, 66-76.
- Nilsson, J., Thorstensson, A., Halbertsma, J. (1985) Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand* 123, 457-475.
- Ranisavljev, L., Llic, V., Markovic, S., Soldatovic, L., Stefanovic, D., Jaric, S. (2014) The relationship between hip, knee and ankle muscle mechanical characteristics and gait transition speed. *Human Movement Science* 38, 47-57.
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Jacobsson, B. (2006) The definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 109, 8-14.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., Trost, J.P. (2008) The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech* 41, 1639-1650.
- Sees, P. J., Miller, F. (2013) Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. *J Child Orthop* 7, 373 - 377.
- Tulchin, K., Ordedurff, M., Adolfsen, S., Karol, L. (2009) The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. *J Appl Biodmech* 25, 377-386.
- Van der Linden, M.L., Kerr, A.M., Hazlewood, M.E., Hillman, S.J., Robb, J.E. (2002) Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speed. *J Pediatrics Orthoped* 22, 800-806.
- Verschuren, O., Takken, T. (2010) Aerobic capacity in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Disabilities* 31, 1352-1357.
- Zeni, Jr J.A., Richards, J.G., Higginson, J.S. (2008) Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 27, 710-714.

C. Appendix

1. Project plan

1. Onderwerp (voorlopige titel):

Het effect van verschillende loopsnelheden op het looppatroon van kinderen.

Werkveld: Revalidatie

Beroepsrol: onderzoeker

Extern project (J/N): J

Indien Extern:

-naam opdrachtgever/bedrijf/ECBT: VUmc revalidatie geneeskunde (looplaboratorium)

-contactpersoon (naam en mailadres): Laura Oudenhoven (l.oudenhoven@vumc.nl)

Marjolein van der Krogt (m.vanderkrogt@vumc.nl)

voorlopige begeleider HHS: Daphne Wezenberg

2. Inleiding

Cerebrale parese (CP) is een niet progressieve aandoening die zorgt voor verminderde motorische aansturing van de spieren door beschadiging van premature hersenen. Deze neuromusculaire problemen zorgen er vaak voor dat de persoon een ander bewegingspatroon heeft dan gezonde leeftijdsgenoten, onder andere als gevolg van spierzwakte en spasticiteit (Chang et al. ,2014). Personen met CP kunnen hier hinder van ondervinden in het dagelijks leven, zo kan het lopen naar school of werk al een hele uitdaging zijn. Om personen met CP te helpen om toch zo goed mogelijk te kunnen functioneren in hun dagelijkse bezigheden, kan er door middel van een bewegingsanalyse inzicht worden gegeven van het huidige bewegingspatroon en hoe dit bewegingspatroon verbeterd kan worden.

Men maakt gebruik van een bewegingsanalyse om het gangpatroon bij personen met CP te analyseren. Bij een bewegingsanalyse wordt er met video-opnames gekeken naar het gangpatroon van een persoon, hiermee kan er vastgesteld worden in hoeverre het looppatroon afwijkt ten opzichte van het looppatroon van gezonde mensen. Tijdens de bewegingsanalyse wordt de kinematica, kinetica en EMG gemeten van de onderste extremiteiten. Daarna kunnen de looppatronen van CP personen worden vergeleken met die van gezonde personen. Er is echter discussie over op welke snelheid de gezonde personen moeten lopen om een vergelijking te maken met die van personen met CP. Zo is er een verschil in comfortabele loopsnelheid bij gezonde personen en personen met CP. In het artikel van Stanfield et al (2001) staat echter dat het beter is om toch voor de loopsnelheid te corrigeren dan voor de leeftijd als er een vergelijking wordt gemaakt met een kind met een gezond looppatroon en een aangedaan looppatroon.

De gezonde kinderen in het onderzoek van Stanfield et al. (2001) hadden geen afwijking, echter zullen de kinderen die een bewegingsanalyse krijgen wel een aandoening hebben. Enkelkinematica is een belangrijke parameter bij deze bewegingsanalyses van CP kinderen. Uit onderzoek van Neyroud et al. (2017) kwam namelijk naar voren dat de plantairflexoren bij kinderen met CP verzwakt zijn. Daarnaast wordt in het artikel van Sees et al. (2013) ook een overzicht gegeven van de vele voet en enkel problemen die kinderen met CP kunnen hebben. De problemen die beschreven worden zijn: het lopen op de tenen, valgus- of varushouding van de voet en de spasticiteit die optreedt in de kuitspieren. Allemaal factoren die de bewegingen van de enkel kunnen beïnvloeden, daarom is het van belang om bij kinderen met CP de bewegingsanalyses ook op de enkelkinematica te focussen.

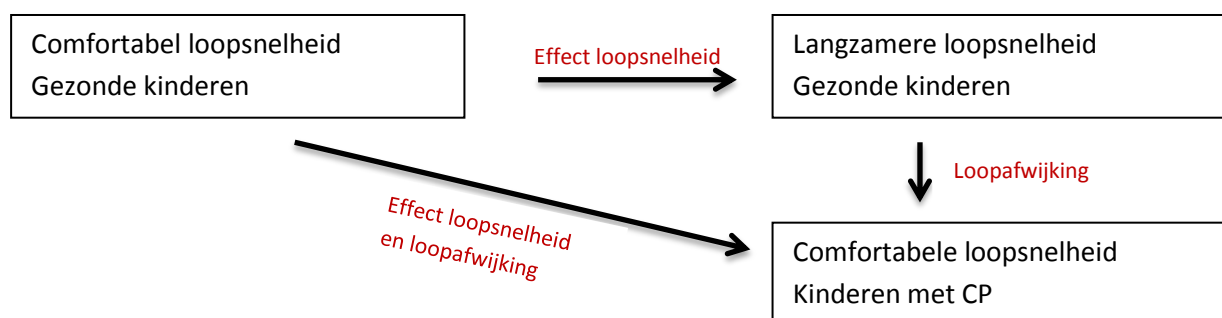
Er is al veel onderzoek gedaan naar de invloed van verschillende snelheden op de enkelkinematica bij bewegingsanalyses. Zo is er in het artikel van Dubbeldam et al (2010) gekeken naar de invloed van verschillende loopsnelheden (comfortabel en langzaam lopen) op de kinematica van de enkel. De conclusie van dit onderzoek was dat de loopsnelheid een significant effect heeft op de enkel- en voet kinematica. Met een afname van de snelheid is er een afname (3-9 graden) van de plantairflexie en dorsaalflexie op het einde van de standfase (toe off) gemeten. In het artikel van Grant et al. (2015) is er ook gekeken naar het effect van loopsnelheid op het gangpatroon. Hieruit kwam naar voren dat de gemiddelde maximale dorsaalflexie hoek afnam van 11 graden (erg langzaam gaan) naar 7.77 graden (erg snel gaan) aan het einde van de standfase. De gemiddelde maximale plantairflexie hoek nam toe van 15.05 graden (erg langzaam gaan) naar 22.73 graden (erg snel gaan) bij toe off. In het onderzoek van Tulchin et al.(2009) was de gemiddelde plantairflexie hoek 15 graden (erg langzaam gaan) en 25 graden (erg snel gaan), dus een toename van de plantairflexie hoek bij een toename van de snelheid bij toe off. Schwartz et al. (2008) constateerde ook een toename van de gemiddelde plantairflexie hoek bij een toename van de snelheid (4 graden naar 22 graden) bij toe off.

Er zijn dus al veel onderzoeken gedaan naar het effect van loopsnelheid op het gangpatroon. Er is echter bij de meeste onderzoeken (Dubbeldam et al. ,2010; Grant J et al. ,2015; Tulchin et al., 2009) gebruik gemaakt van een populatie volwassenen. Maar naast deze populatie van volwassenen is het ook van belang om het effect van loopsnelheid op het gangpatroon bij verschillende leeftijdsgroepen te onderzoeken, zoals kinderen. In het onderzoek van Schwartz et al. (2008) is er al eens gekeken naar het effect van de snelheid bij een populatie van kinderen, maar ieder looplaboratorium heeft zijn eigen referentiewaarden en het betekent dus niet dat de bevindingen van Schwartz et al.(2008) ook voor het looplaboratorium van het VUmc zouden gelden. Op het VUmc Amsterdam wordt namelijk op dit moment het volgende onderzoek uitgevoerd; ‘Wat zijn de referentiewaarden van een 3D- gangbeeldanalyse voor gezond ontwikkelde kinderen?’. Een nieuw onderzoek zal dus inzicht moeten geven of de bevindingen van Schwartz et al.(2008) ook bij een populatie van 50 Nederlandse gezonde kinderen te constateren zijn.

Het primaire doel van dit onderzoek is echter om het effect van snelheidsvermindering te meten, om CP kinderen te kunnen vergelijken met gezonde kinderen op dezelfde loopsnelheid. Dit kan gebruikt worden om het effect van de snelheidsverandering van gezonde kinderen en de echte loopafwijking te scheiden, zie figuur 1. In dit onderzoek zal dus vooral in gegaan worden op het effect van de verandering van loopsnelheid. De hoofdvraag van dit onderzoek luidt dus als volgt:

Wat is het effect van de verandering van loopsnelheid op de enkelkinematica bij gezonde kinderen?

Vanuit het onderzoek van Dubbeldam et al. (2010), Grant et al.(2015), Tulchin et al.(2009) en Schwartz et al. (2008) kan er al een verwachting beschreven worden. Er wordt verwacht dat er bij een langzamere snelheid een toename van maximale dorsaalflexie hoek in standfase en een afname van plantairflexie hoek te meten is bij de toe off, vergeleken met de comfortabele snelheid.



Figuur 1 Vergelijking CP kinderen met gezonde kinderen

3. Methode

Om de onderzoeksvraag te kunnen beantwoorden zal er gebruik gemaakt worden van een deel van de data vanuit een onderzoek dat momenteel wordt uitgevoerd op de VUmc Amsterdam; 'Wat zijn de referentiewaarden van een 3D- gangbeeldanalyse voor gezond ontwikkelde kinderen?'. De data die uit dit onderzoek gebruikt zal worden is de enkel kinematica.

Proefpersonen

In de studie van het VUmc zijn er metingen gedaan bij 50 gezonde ontwikkelende kinderen. De leeftijd van deze kinderen zit tussen de 4 en 18 jaar. Het is de bedoeling dat de kinderen in verschillende leeftijdscategorieën worden ingedeeld. De eerste groep bestaat uit kinderen van 4-5 jaar, de tweede groep uit kinderen van 6-9 jaar, de derde groep uit kinderen van 10-12 jaar en de laatste groep uit kinderen van 12-18 jaar. Het streven is een gelijk aantal meisjes en jongens per groep te meten. De ouders of voogden van deze kinderen en de kinderen zelf (indien ouder dan 12 jaar) geven voor deelname aan het onderzoek een schriftelijke toestemming. Voor het beantwoorden van de onderzoeksvraag zullen er 10 kinderen vanuit de leeftijdscategorie van 6-9 jaar worden meegenomen.

Onderzoekopzet en materialen

In deze studie wordt gebruik gemaakt van het klinische gangbeeld laboratorium. Dit is een ruimte uitgerust met 12 infraroodcamera's (Vicon, Oxford, UK), twee krachtplaten (AMTI, Watertown, USA) en 4 videocamera's (Basler piA640-210 gc GigE, Basler, Arhrensburg Germany). De proefpersonen zullen op twee verschillende snelheden lopen: langzame en comfortabele snelheid. Op deze snelheden worden kinematica en kinetica van de enkel gemeten. De proefpersonen zal worden gevraagd om een aantal maal op en neer te lopen over de baan, zodat ze kunnen wennen aan de apparatuur, hierdoor kan er tijdens de uiteindelijke meting een zo natuurlijk mogelijk looppatroon wordt geregistreerd.

De loopsnelheden zullen door middel van verbale communicatie ('wil je sneller lopen/ wil je langzamer lopen') worden opgelegd. De feedback die de onderzoeker tijdens het gaan geeft is gebaseerd op de gemeten snelheid van de lichtsensors, die aan het begin/eind van de baan te vinden zijn. De snelheid zal daarnaast nog een keer gemeten worden aan de hand van de markers op de pelvis (SIPS**) nadat alle metingen zijn uitgevoerd. De afgelegde afstand van de SIPS marker in de voorwaartse richting gedeeld door de tijd die nodig is om deze afstand af te leggen geeft de loopsnelheid als uitkomst.

Eerst zal de persoon op comfortabele snelheid lopen en daarna zal worden gevraagd om 30% ($\pm 5\%$) langzamer dan de comfortabele snelheid te lopen, de langzamere loopsnelheid wordt ter plekke uiterekend aan de hand van de gemeten comfortabel loopsnelheid.

Het experiment zal ongeveer 1.5 uur duren, waarbij het protocol er als volgt uit ziet zie Tabel 1.

Tabel 1 Het protocol

Duur	Tijdsbesteding
10 min	De proefpersonen kennis laten maken met de apparatuur, protocol uitleggen en informed consent laten tekenen.
10 min	Omkleden
30 min	Markers plakken op de proefpersonen
30 min	Looptrials op verschillende snelheden
10 min	Markers eraf halen

De bewegingsregistratie zal gebeuren op grond van 42 markers op verschillende locaties op de benen, voeten en romp. Voor het berekenen van de kinematica van de enkel zijn met name de volgende markerplaatsingen van belang: SHA1, SHA2, LM, MM, CF, TT, HEE, MT1, MT2, MT5, TOE. In Tabel 2 staan de markers nader toegelicht. Tijdens de meting worden deze geregistreerd d.m.v. een Vicon systeem met 12 infraroodcamera's.

Dataverwerking

Om de hoofdvraag te kunnen beantwoorden zullen er een aantal parameters verkregen worden. Om de parameters te verkrijgen moet de ruwe data geïmplementeerd worden in de gemaakte software (Bodytech, Matlab®, The Mathworks). Deze software maakt gebruik van het CAST- model (Calibrated Anatomical System Technique), dit model is gebaseerd op de algoritmen volgens de methode van Cappozzo A et al. (1995 en 2005).

In dit model wordt aan de hand van het onderbeensegment en het voetsegment, de enkelhoek gemeten gedurende de gehele gangcyclus. Het onderbeensegment wordt gecreëerd aan de hand van de markers die op het onderbeen zijn geplakt (zie tabel 3, segment: onderbeen), dit geldt ook voor het voet segment (zie tabel 3, segment: voet).

De parameters om de hoofdvraag te kunnen beantwoorden, worden beschreven in twee condities. De condities die beschreven worden zijn de snelheden waarop de persoon loopt. Conditie 1 is de comfortabele loopsnelheid en conditie 2 is de langzamere loopsnelheid (comfortabel - 30% ± 5%). Deze parameters worden berekend aan de hand van 10 trials, van elke trial zal 1 gangcyclus worden weergegeven per loopsnelheid. Er zal worden getracht om 5 gangcycli van het linkerbeen en 5 gangcycli van het rechterbeen te meten, om vervolgens de waardes van de parameters te middelen. Een gangcyclus zal beschreven worden van initial contact tot initial contact. De volgende parameters zullen worden berekend voor elke proefpersoon:

- De gemiddelde maximale plantairflexiehoek op conditie 1 tijdens de toe off.
- De gemiddelde maximale dorsaalflexiehoek op conditie1 aan het einde van de standfase
- De gemiddelde maximale plantairflexiehoek op conditie 2 tijdens de toe off
- De gemiddelde maximale dorsaalflexiehoek op conditie 2 aan het einde van de standfase

Deze parameters worden mee genomen zodat er aangetoond kan worden of er een verschil is in de plantairflexie- en dorsaalflexiehoek tussen de twee condities. De fases waarin er naar de gemiddelde maximale plantair flexiehoek en dorsaalflexiehoek wordt gekeken zijn gebaseerd op de artikelen van Dubbeldam et al. (2010), Grant J et al. (2015) , Tulchin et al. (2009) en Schwartz et al.(2010).

Statistische verwerking

Om de hoofdvraag te kunnen beantwoorden zullen de parameters door middel van een paired sample-t-test worden getoetst, met als voorwaarde dat de parameters normaal verdeeld zijn. De hypothesen die bij deze toets horen zijn:

- H_{01} = Er is geen verschil tussen de maximale plantair flexiehoek op comfortabele loopsnelheid en langzamere loopsnelheid.
- H_{11} = Er is wel verschil tussen de maximale plantair flexiehoek op comfortabele loopsnelheid en langzamere loopsnelheid.
- H_{02} = Er is geen verschil tussen de maximale dorsaalflexiehoek op comfortabele loopsnelheid en langzamere loopsnelheid.
- H_{12} = Er is wel verschil tussen de maximale dorsaalflexiehoek op comfortabele loopsnelheid en langzamere loopsnelheid.

Wanneer H_1 wordt geaccepteerd zal er ook nog doormiddel van de waardes op 2 condities worden berekend hoe groot het werkelijke verschil is. (*Verschil = enkelhoek conditie 1 – enkelhoek conditie 2*) Als de parameters niet normaal verdeeld zijn zal de Wilcoxon rangtekentoets worden uitgevoerd, dit is de non-parametrisch toets van de paired sample-t-test.

Tabel 2 Markerplaatsing

Segment	Afkorting	Markerpunt
Heup	RASIS	Rechter SIAS*
	LASIS	Linker SIAS*
	RPSIS	Rechter SIPS**
	LPSIS	Linker SIPS**
Romp	C7	Processus Spinosus C7
	T10	Processus Spinosus Th10
	JN	Jugular noth/incisura jugularis
	XIPH	Processus Xiphoideus
Bovenbeen (L+R)	GTRO	Trochantor Major
	THI1	Laterale bovenbeen zijde
	THI2	Anterior bovenbeen zijde
	LEK	Laterale epicondyl van de knie
	MEK	Mediale epicondyl van de knie
Onderbeen (L+R)	SHA1	Laterale onderbeen zijde
	SHA2	Anterior onderbeen zijde
	LM	Laterale malleolus
	MM	Mediale malleolus
	CF	Caput fibula
	TT	Tuberositas tibiae
Voet (L+R)	HEE	Hiel/Dorsale calcaneus
	MT1	Caput metatarsale I
	MT2	Caput metatarsale II
	MT5	Caput metatarsale V
	TOE	Hallux

*SIAS = Spina Iliaca Anterior Superior

** SIPS = Spina Iliaca Posterior Superior

4. Voorlopige literatuurlijst

- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U.D., Leardini, A., (1995). Position and Orientation in-space of bones during movement - anatomical frame definition and determination. Clin. Biomech. 10, 171-178.
- Cappozzo, A., Della, C.U., Leardini, A., Chiari, L., (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. Gait Posture 21, 186-196.
- Chang, J. K., Sung, M. S. (2014) Comparison of spatiotemporal gait parameters between children with normal development and children with diplegic Cerebral Palsy. J Phys Ther Sci, 1317 -1319.
- Dubbeldam, R. , Buurke, J.H., Simons, C. , Groothuis, C.G.M. , Baan, H. , Nene, A.V. , Hermens, H.J.(2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. Clin SBiomech 25, 796-801.
- Grant, J. , Chester, V. (2015). The effect of walking speed on adult multi-segment foot kinematics. Bioengineer en Biodomedical Sci. 5, 156.
- Neyroud, D. , Armand, S. , De Coulon, G. , Place, N. (2017). Plantar flexor muscle weakness and fatigue in spastic cerebral palsy patients. research in developmental disabilities 61, 66-76.
- Schwartz, M.H. , Rozumalski, A. , Trost, J.P.(2008) The effect of walking speed on the gait of typically developing children. J Biomech 4, 1639-1650
- Sees. P. J. , Miller. F. (2013) Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. J Child Orthop 7 ,373 - 377
- Stansfield, B. , Hillman, S.J. , Hazelwood, M.E. , Lawson, A.A. ,Mann, A.M. , Loudon, I.R. , Robb, J.E.(2001). Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children walking at self-selected speeds. Journal of Pediatric Orthopedics 21, 395-402.
- Tulchin, K. , Ordedurff, M. , Adolfsen, S. , Karol, L. (2009) The effects of walking speed on multisegment foot kinematics in adults. J Appl Biomech 25,;377 -386

5. Planning

Week (datum)	Analyseren van metingen	Statistische verwerking	Conclusie, discussie en verslag schrijven
1 (6-12 maart)			
2 (13-19 maart)			
3 (20-26 maart)			
4 (27 maart-2 april)			
5 (3-9 april)			
6 (10-16 april)			
7 (17-23 april)			
8 (24-30 april)			
9 (1-7 mei)			
10 (8-14 mei)			
11 (15-21 mei)			
12 (22-28 mei)			
13 (29 mei-4 juni)			
14 (5-11 juni)	laatste controles uitvoeren en eventuele uitloop		
14 juni inleveren van scriptie			

Rood = gestopt met uitvoeren

Groen = uitvoeren

Geel = Niet uitvoeren

2. Evaluation personal goals

Competentie 1 Carrièreperspectief

Leerdoel: Ik wil met een blik op de toekomst tijdens deze afstudeerperiode uitzoeken of de onderzoekkant ook daadwerkelijk mijn plek is waar ik later wil gaan werken. Aan het einde van deze periode wil ik een goed overzicht hebben van wat voor taken een onderzoeker zoal uitvoert.

Acties: Om dit doel te bereiken zal ik zelf een onderzoek uitvoeren en daarbij behorende taken gaan uitvoeren. Dit zal ik doen zodat ik een goed overzicht heb voor mijzelf wat ik als onderzoek later zou kunnen gaan doen en of ik een research master wil gaan volgen na het afronden van mijn HBO studie. Daarnaast zal ik ook collega's om advies vragen en eventuele tips over andere masters die te maken hebben met de onderzoekswereld (research masters).

Evaluatie: Aan het einde van deze afstudeerfase kan ik vast stellen dat ik de onderzoekkant van de afdeling revalidatiegeneeskunde erg interessant vind. Ik heb echter wel geleerd dat je veel geduld moet hebben om daadwerkelijk te mogen beginnen met het uitvoeren van het onderzoek, omdat het eerst goed gekeurd moet worden door verschillende commissies. De metingen uitvoeren en het uitwerken van de metingen vind ik toch interessanter dan het schrijven van het artikel. Daarom wil ik me verder gaan specialiseren op de klinische kant van revalidatie geneeskunde. Ik zou nog wel graag een master willen gaan volgen, dit zal waarschijnlijk de master 'musculoskeletal physiotherapy sciences' op de VU in Amsterdam worden.

Competentie 2 Communicatie

Leerdoel: Aan het einde van mijn stage wil ik ervaring hebben opgedaan over hoe ik moet omgaan met kinderen als cliënt/patiënt.

Acties: De acties die ik hierbij zou moeten ondernemen is dat ik minstens 1 keer per week mee loop met een collega die in contact staat met de cliënten/patiënten. Ik zal tijdens deze gesprekken een verslag bijhouden over hoe deze gesprekken verliepen en wat de kenmerken waren qua taalgebruik. Mijn doel is bereikt wanneer ik zelf ook op hetzelfde niveau van collega's een gesprek heb kunnen voeren met een kind als cliënt/patiënt en de begeleider tevreden is met de omgang met kinderen.

Evaluatie: In mijn afstudeerfase heb ik bij 17 kinderen een 3D gangbeeldanalyse mogen uitvoeren, ik heb hierdoor een goed overzicht gekregen over hoe ik een cliënt/patiënt moet behandelen binnen bepaalde leeftijdsgroepen. Collega's waren positief over mijn omgang met kinderen als cliënt/patiënt. Als gouden tip kreeg ik mee dat het regelmatig uitvoeren van metingen bij kinderen er voor zorgt dat het steeds natuurlijker overkomt en je nog beter in kan spelen op bepaalde situaties, bijvoorbeeld op momenten dat de kinderen minder geconcentreerd zijn. Zelf vond ik de groep kinderen als cliënt/patiënt erg leuk en zou ik graag in de toekomst meer willen gaan werken met kinderen.

Competentie 3 Bewegingsanalyse (bewegingsregistratie, visuele analyse en modelanalyse)

Leerdoel: Aan het einde van de stage wil ik kunnen assisteren bij het uitvoeren van een 3D gangbeeldanalyse en de gegevens van deze 3D gangbeeldanalyse kunnen uitwerken.

Acties: De acties die ik hierbij zal moeten ondernemen is het leren van het plakprotocol van de verschillende markers op het lichaam van de mens. Daarnaast moet ik leren waar de EMG pads moeten worden bevestigd en is het ook van belang om te weten op welke plekken van het lichaam de antropometrie maten moeten worden opgemeten.

Wanneer bekend is hoe de proefpersoon moet worden opgesteld voor de analyse kan er worden gewerkt aan het leren omgaan met de software van de 3D gangbeeldanalyses (Nexus) en hoe het protocol in zijn werk gaat.

Als de meting dan uitgevoerd is, is het van belang dat deze gegevens verder worden verwerkt tot rapporten waar de arts zijn conclusie uit kan trekken.

Qua begeleiding heb ik een collega nodig die mij helpt leren het plakprotocol, voor zowel de EMG pads als markers, uit te voeren. En hierbij ook de eerste maand blijft controleren, dit zodat ik het op de juiste manier uitvoer, maar ook zelfverzekerd raak over mijn skills.

Mijn doel is bereikt wanneer ik officieel goedkeuring heb om te assisteren bij 3D gangbeeldanalyse en de gegevens kan analyseren. Ook de gehele kinematica en kinetica bij het verwerken van de ruwe data wil ik hierbij begrijpen.

Evaluatie: Zoals eerder benoemd heb ik bij 17 kinderen een 3D gangbeeldanalyse mogen uitvoeren. Daarvan heb ik de uitkomsten van 10 kinderen volledig geanalyseerd, helaas heb ik niet geleerd hoe ik een eindrapport kan opstellen voor deze kinderen. Wel weet ik hoe het eindrapport eruit komt te zien en hoe het uitwerken van alle uitkomsten in zijn werking gaat. Daarnaast heb ik het gehele plak protocol, het gebruik van Vicon Nexus en BodyMech geleerd. Ik heb nu dus ook goedkeuring gekregen om te assisteren bij 3D gangbeeldanalyses. Ik zou graag nog verder willen gaan met het uitvoeren van 3D gangbeeldanalyses en het uitwerken van de 3D gangbeeldanalyses. Ook zou ik graag nog willen leren hoe ik de resultaten moet interpreteren, omdat ik daar vaak nog moeite mee heb.