

Marte Fosvold Løvteit

Balanseferdigheter og muskulære faktorer hos personer med inkomplett ryggmargsskade

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2022

Sammendrag

Innledning: Hvert år rammes mellom 120 og 130 personer av ryggmargsskade (RMS) i Norge. En stadig større andel av de som blir skadet har en inkomplett skade, som innebærer at motorisk og sensorisk funksjon under skadenivået i ryggmargen er delvis bevart. En slik skade kan føre til mindre aktivering av musklene i underekstremitetene, og kan dermed føre til redusert balanse. Formålet med denne studien er å undersøke om muskelstyrke og muskelaktivering i store muskelgrupper i underekstremiteten påvirker balanseferdighetene til personer med inkomplett ryggmargsskade.

Metode: Femten personer med RMS (13 menn og 2 kvinner, gjennomsnittsalder 52 år), og femten matchende kontroller, gjennomførte test av maksimal isometrisk styrke (MVC) for knefleksjon og kneekstensjon, samtidig som elektromyografi (EMG) ble benyttet på m. vastus lateralis og m. biceps femoris for måling av maksimal voluntær kontraksjon (MVC). Denne testen ble etterfulgt av balansetest (Berg Balanseskala; BBS, kortversjon) mens EMG ble målt for å estimere %MVC i m. vastus lateralis og m. biceps femoris under balansekrevede øvelser. Videre gjennomførte begge gruppene en maksimal isometrisk benpress. Avslutningsvis gjennomførte RMS-gruppen 10 meter gang test (10MWT) og timed up and go (TUG).

Resultater: I gjennomsnitt hadde deltagerne med RMS en signifikant lavere styrke for både høyre ($p=0,005$) og venstre ($p=0,019$) knefleksjon, samt høyre ($p=0,001$) og venstre ($p=0,004$) kneekstensjon. Den relative muskelaktiveringen i underekstremitetene var signifikant høyere for deltakerne i RMS-gruppen enn i den friske kontrollgruppen, for både høyre ($p=0,001$) og venstre ($p=0,004$) m. vastus lateralis og høyre ($p=0,005$) og venstre ($p=0,019$) m. biceps femoris. Ved utføring av de fleste balansekrevede øvelser (BBS), hadde deltakerne med RMS 5 % til 35 % høyere relative muskelaktivering i m. vastus lateralis og m. biceps femoris (%MVC) sammenlignet med friske kontroller.

Konklusjon: Deltagerne med RMS hadde en lavere styrke i knefleksorer og kneekstensorer, men samtidig en høyere muskelaktivering (%MVC) under balansekrevede aktiviteter, sammenlignet med friske kontroller. Resultatene i denne studien indikere at styrke i underekstremitetene er en viktig faktor for både gangfunksjon og balanse i denne populasjonen.

Forord

Denne oppgaven er skrevet som en avsluttende del av min mastergrad i idrettsvitenskap, Institutt for fysisk prestasjonsevne ved Norges Idrettshøgskole. Studiet startet høsten 2021 og masteroppgaven ble ferdigstilt våren 2022.

Det har vært en erfaringsrik prosess, der jeg har fått være med på mange prosesser i forskningsprosjekt. Jeg har jobbet tett med mange dyktige fagpersoner ved gjennomføring av testingen og læringsutbytte har derfor vært stort.

Jeg vil rette en stor takk til min hovedveileder, Vegard Strøm, for god veiledning gjennom hele prosessen med ferdigstilling av masteroppgaven. Han har også gitt meg mange betydningsfulle faglige innspill underveis i denne prosessen. Min biveileder Matthijs Wouda har vært til uvurderlig hjelp gjennom hele perioden. Tusen takk for godt samarbeid, takk for ditt engasjement og din tilgjengelighet.

I tillegg vil jeg takke alle forsøkspersonene for innsats og positiv innstilling til prosjektet og gjennomføring av de ulike testene. Til slutt vil jeg takke mine medstudenter ved seksjonen, som har bidratt til to fine år her på NIH.

Marte Fosvold Løvteit

Oslo, juni 2022

Innhold

Sammendrag	III
Forord	IV
Innhold	V
1. Innledning	1
1.1 Formålet med studien	2
1.2 Problemstilling.....	2
2. Teori.....	4
2.1 Ryggmargen	4
2.2 Ryggmargsskade	5
2.2.1 Definisjon.....	5
2.2.2 Epidemiologi.....	6
2.2.3 Etiologi.....	6
2.2.4 Klassifisering	7
2.2.5 Paraplegi.....	9
2.2.6 Tetraplegi	10
2.3 Nevrofysiologiske konsekvenser ved ryggmargsskade	10
2.3.1 Spastisitet	11
2.3.2 Fysisk aktivitet	11
2.3.3 Muskelatrofi	12
2.3.4 Balanse	13
2.3.5 Balansekontroll for RMS	13
2.3.6 Måling av balanse	14
2.3.7 10 meter gangtest	15
2.3.8 Timed up and go	16
2.4 Måling av muskelaktivering.....	16
2.4.1 Muskelaktivering	17

2.4.2	Aksjonspotensial	17
2.4.3	Nevromuskulær synapse	18
2.4.4	Motoriske enheter	19
2.4.5	Elektromyografi	19
2.4.6	Feilkilder ved EMG	20
2.4.7	Maksimal voluntær muskelkontraksjon	21
2.4.8	Isometrisk muskelkontraksjon	21
3.	Metode	22
3.1	Studiedesign	22
3.2	Utvalg.....	22
3.3	Rekruttering.....	22
3.4	Prosedyre.....	23
3.5	Målemetoder	24
3.5.1	Maksimal muskelstyrke	24
3.5.2	Balanseferdigheter	25
3.5.3	Muskelaktivering	27
3.5.4	Funksjonelle tester	28
3.6	Etiske hensyn	29
3.7	Dataanalyse og statistikk	30
4.	Resultater	31
4.1	Karakteristika av deltagerne.....	31
4.2	Maksimal muskelstyrke i underekstremitetene	33
4.3	Funksjonelle tester	35
4.4	Sammenheng mellom deltagerens balanse og gangfunksjon	37
4.5	Sammenhengen mellom muskelkraft og BBS.....	38
4.6	Sammenheng mellom deltagerens balanse og muskelaktiveringsnivå i hhv. m. vastus lateralis og m. biceps femoris.....	39

4.7	Sammenheng mellom deltagerens balanse og maksimal voluntær isometrisk muskelkraft i underekstremitetene.....	41
5.	Diskusjon	42
5.1	Hovedfunn.....	42
5.2	Maksimal muskelstyrke.....	42
5.3	Balanseferdigheter	43
5.4	Muskelaktivering.....	45
5.5	Funksjonelle tester	46
5.6	Metodiske utfordringer.....	48
5.7	Kliniske implikasjoner	49
6.	Konklusjon	50
	Referanseliste	51
	Tabelloversikt.....	69
	Figuroversikt	70
	Forkortelser	72
	Vedlegg 1	73
	Vedlegg 2.....	77
	Vedlegg 3.....	81
	Vedlegg 4.....	86
	Vedlegg 5.....	89
	Vedlegg 6.....	93

1. Innledning

Hvert år rammes mellom 120 og 130 personer av ryggmargsskade (RMS) i Norge (Halvorsen et al., 2020). En skade på ryggmargen er en ødeleggende hendelse som kan føre til livslange konsekvenser (Jørgensen, 2016), med en betydelig innvirkning på individets funksjonsevne, helse og livskvalitet (Ditunno et al., 1994). RMS refererer til den nevrologiske skaden som oppstår når ryggmargen skades som følge av ytre traume (traumatisk) eller ved sykdom (atraumatisk) (Marino et al., 2003). Ryggmargen er den viktigste koblingen der motorisk og sensorisk informasjon beveger seg mellom hjernen og kroppen (Marino et al., 2003). Den er en kompleks del av sentralnervesystemet (SNS), som består av nevralt kretsløp med evnen til å modifisere reflekser og til å kontrollere og generere ulike fundamentale bevegelser (Wirz & van Hedel, 2018). Ved en skade på ryggmargen ødelegges eller forstyrres nerveforbindelser mellom den delen av sentralnervesystemet som ligger over, og den delen av ryggmargen som ligger under selve skadeområdet (figur 2.1) (Marino et al., 2003). Skadeomfanget blir klassifisert i henhold til klassifiseringssystemet The American Spinal Injury Association (ASIA), Impairment Scale (AIS) (Kirshblum et al., 2011). Undersøkelsen utføres ved systematisk å vurdere dermatomene og myotomene (figur 2.2), for å bestemme ledningssegmentene som har blitt påvirket. Dermed kan man bestemme om skaden er komplett eller inkomplett. Ved en komplett ryggmargsskade, er all viljestyrt bevegelse og følelse nedenfor skadenivået borte. Ved en inkomplett skade er noen av nervebanene fortsatt intakt, og dermed kan både sensitivitet og evne til bevegelse (delvis) returnere (Landsforeningen for ryggmargsskade, 2012). Etter en inkomplett RMS kan pasienter som oftest gå eller forflytte seg, men som følge av lammelser, sensibilitetsforandringer, begrenset bevegelighet i ledd og spastisitet, kan gangmønsteret ofte være endret. Gjenvinning av muskelstyrke i underekstremitetene er en av de primære faktorene for ambulatorisk funksjon etter en RMS (Frost, 1993; Kim et al., 2004; Saraf et al., 2010; Waters et al., 1994), ettersom evnen til å gå igjen er et viktig mål for denne populasjonen (Barbeau et al., 2006; Donnelly et al., 2004). Dog er dette en meget heterogen populasjon, der graden av skade kan ha forskjellig innvirkning på pasientenes bevegelsesevne. Denne pasientgruppen kan erfare alt fra manglende evne til å sitte selvstendig til minimal innvirkning i oppreist funksjon (Jørgensen, 2016). En reduksjon av muskelstyrke i berørte muskler i underekstremitetene kan nemlig føre til dårlige gangfunksjoner (Curt & Dietz, 1997; Ditunno et al., 2007; Scivoletto et al., 2008; Waters et al., 1989), samt redusert balanse (Wirz et al., 2010), som følge av nedsatt nevralt

signaler til affiserte skjelettmuskler, som igjen kan gi varierende aktivering av skjelettmuskulaturen (Gordon & Mao, 1994). Dette kan føre til fatale konsekvenser ettersom en svekket balanse kan øke risikoen for fall og fallrelaterte skader (Brotherton et al., 2007; Jørgensen, 2016; Unger et al., 2019). Blant personer med inkomplett RMS vil omtrent 75 % oppleve minst ett fall i året, oftest under gange (Brotherton et al., 2007), hvor flertallet rapporter om hyppigere fallforekomster (Srisim et al., 2015). Rapporten viser at skadealder stadig øker. En årsrapport fra 2020 viser en insidens på at 42 % over 60 år ble innlagt ved norske sykehus, som følge av RMS. Av denne gruppen var 9 % over 75 år (Halvorsen et al., 2020). Disse demografiske tendensene indikerer at denne pasientgruppen har en større fare for fall grunnet høyere skadealder, en stadig lengre overlevelse hos individer med høyere alder, samt en større prosentandel av inkomplette skader (Jørgensen, 2016). Det ser også ut til at økt skjelettmuskelstyrke korrelerer med både bedre balanse og gangevne for denne populasjonen (Curt & Dietz, 1997; Ditunno et al., 2007; Scivoletto et al., 2008; Waters et al., 1989; Wirz et al., 2010).

1.1 Formålet med studien

Fall hos personer med inkomplett RMS er ofte grunnet nedsatt balansekontroll. Det er uklart hvilke nevro-muskulære mekanismer som er årsaken til nedsatt balanse. Vi ønsker derfor å undersøke om muskelstyrke og muskelaktivering i store muskelgrupper i underekstremiteten påvirker balanseferdighetene til personer med inkomplett RMS. Dette kan bidra til å øke kunnskapen om hvordan balanseferdighetene kan gjenvinnes i et rehabiliteringsprogram for personer med RMS.

1.2 Problemstilling

I denne oppgaven vil det besvares følgende problemstillinger:

- I. Er det forskjell i balanseferdigheter og maksimal muskelstyrke i underekstremitetene mellom personer med inkomplett ryggmargsskade og friske alders- og kjønnsmatchende kontroller?
- II. Har personer med inkomplett ryggmargsskade forskjellig muskelaktiveringsnivå (%MVC) i underekstremitetene under gjennomføring av Berg Balanseskala (BBS), sammenlignet med friske alders- og kjønnsmatchende kontroller?

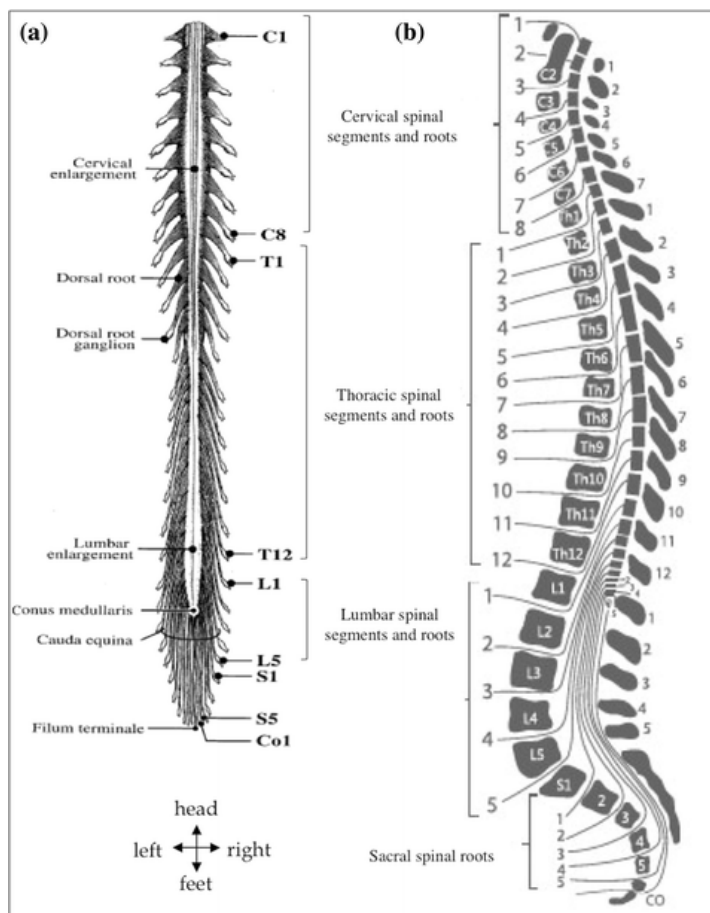
- III. Hva er sammenhengen mellom deltagerens balanse, målt med BBS og maksimal voluntær isometrisk muskelkraft i underekstremitetene i RMS-gruppen og kontrollgruppen?
- IV. Er det sammenheng mellom deltagerens balanse, målt med BBS og muskelaktiveringsnivå (%MVC) i hhv. m. vastus lateralis og m. biceps femoris under gjennomføring av BBS?
- V. Er det sammenheng mellom deltagerens balanse, målt med BBS, og deres gangfunksjon, målt med 10 meter gangtest (10MWT) og timed up and go (TUG)?

2. Teori

Dette kapittelet vil først ta for seg nevrologiske mekanismer ved ryggmargen, deretter vil definisjon av ryggmargskade, epidemiologi, etiologi samt klassifisering av ryggmargskader bli beskrevet. Videre vil de nevrofysiologiske konsekvensene ved ryggmargskade belyses. Til slutt vil måling av muskelaktivitet bli beskrevet, herunder en gjennomgang av elektromyografi (EMG), samt feilkilder ved EMG.

2.1 Ryggmargen

Ryggmargen, medulla spinalis, er omtrent en lillefingertykk sylindrisk forlengelse av sentralnervesystemet i ryggvirvelsøylens hulrom. Den strekker seg fra det store bakhodehullet, foramen magnum, og ned til 2. lumbalvirvel, hvor den ender i conus medullaris (Kirshblum et al., 2011; Sheerin, 2004). Fra medulla spinalis går det ut 31 par spinalnerver, som består av en ventral og en dorsal nerverot. Nerverøttene danner to spinalnerver, en på hver side av ryggraden. Disse går ut av vertebralkanalen gjennom den intervertebrale foramina (Bican et al., 2013; Kirshblum et al., 2011; Maynard et al., 1997). De kommer ut på undersiden av sine virvler, og består av 8 cervikal-, 12 thorakal-, 5 lumbal-, 5 skral-, samt 1 coccygealspinalnerve (figur 2.1) (Bican et al., 2013; Kirshblum et al., 2011). Den ventrale roten av hver ryggmargsnerve inneholder bare efferente motoriske aksoner til muskler. Disse frakter all motorisk informasjon fra hjernen til ryggmargen og videre ut i kroppen. Den dorsale nerveroten er dannet av afferente sensoriske fibre. Denne mottar all sensorisk informasjon inn til ryggmargen, som videre fraktes til hjernen (Dahl & Rinvik, 2014; Kirshblum et al., 2011; Maynard et al., 1997). Hver nerverot mottar sensorisk informasjon fra hudområder som kalles dermatomer (Kirshblum et al., 2011; Marino et al., 2003; Maynard et al., 1997). Dermatomer er et bestemt område av huden hvor reseptorene sender sine signaler inn til sentralnervesystemet via samme spinalnerve. På samme måte innerverer hver nerverot en gruppe muskler som kalles et myotom. Myotom refererer til samlingen av muskelfibre innervert av de motoriske aksonene i hver segmental nerverot (Marino et al., 2003). Mens et dermatom vanligvis representerer et sammenhengende hudområde, innerverer de fleste nerverøtter mer enn én muskel, og de fleste muskler innerveres av mer enn én nerverot. (Ditunno et al., 1994; Kirshblum et al., 2011; Maynard et al., 1997).



Figur 2.1: Skjematisk illustrasjon av ryggmargen (A), samt vertebrae og ryggmargsnivåer i sagittalplan (B). Hentet fra De Leener et al. (2016).

2.2 Ryggmargskade

2.2.1 Definisjon

RMS refererer til den nevrologiske skaden som oppstår når ryggmargen skades som følge av enten en traumatisk skade eller av en atraumatisk skade. Denne skaden fører til tap av sensorisk funksjon og/eller tap av muskelfunksjon (parese) på og under skadenivået. Graden av sensorisk og motorisk funksjonstap avhenger av nivået og omfanget av skaden (Marino et al., 2003). Når det forekommer en skade på ryggmargen, ødelegges eller forstyrres nerveforbindelser mellom den delen av sentralnervesystemet som ligger over, og den delen av ryggmargen som ligger under selve skadeområdet (Kirshblum et al., 2011). Dette kan føre til nedsatt funksjonsevne og manglende evne til å utføre hverdagsaktiviteter (Ditunno et al., 1994). Det nevrologiske skadenivået kan defineres som det mest kaudale ryggmargssegmentet med normal funksjon (Ditunno et al., 1994; Maynard et al., 1997), og adskilles fra columna-

frakturivået, som defineres som ryggvirvelen med det bruddet som skader ryggmargen (NorSCIR, 2015). Det nevrologiske skadenivå kan derfor være forskjellig fra frakturivået. Med andre ord vil et brudd i 6. cervikalvirvel (C6 fraktur), forårsake en C7 nevrologisk skade (Kirshblum et al., 2011; Maynard et al., 1997). Konsekvensene av RMS kan være organovergripende og kan føre til betydningsfulle og sammensatte funksjonstap, som for eksempel nedsatt funksjon i urinblære og tarm. Dette kan ofte føre til en psykisk og fysisk belastning (Halvorsen et al., 2020). Når en ryggmargsskade medfører lammelser i beina og eventuelt kroppen (trunkus) brukes begrepet paraplegi, mens en ryggmargsskade som medfører lammelser i både armer og bein betegnes som en tetraplegi (Ditunno et al., 1994; Kirshblum et al., 2011; Marino et al., 2003; Maynard et al., 1997; Nas et al., 2015).

2.2.2 Epidemiologi

Epidemiologiske undersøkelser har vist at selv om den årlige insidensen av ryggmargsskader varierer, så er den relativt stabil i et lengre tidsperspektiv. Forekomsten er beregnet til 14–20 skader per million innbyggere per år i Norge (Hagen et al., 2012). I 2020 ble 133 personer med RMS innlagt på norske sykehus, hvor AIS fordelingen var følgende; A komplett (16,5%), B inkomplett (2,3%), C inkomplett (15,8%) og D inkomplett (63,2 %) (Halvorsen et al., 2020).

2.2.3 Etiologi

Ryggmargsskader kan være av traumatisk eller atraumatisk art (New & Marshall, 2014). En traumatisk ryggmargsskade oppstår som følge av et ytre traume som direkte eller indirekte skader ryggmargen. Årsaken til slike skader oppstår oftest ved fallulykker eller trafikkulykker (Nas et al., 2015). Atraumatisk ryggmargsskade derimot, oppstår som følge av en infeksjon, spinal stenose, blødning, svulst, betennelse, slitasje eller aldring. En atraumatisk RMS kan også være medfødt eller forårsaket av annen medisinsk eller kirurgisk behandling (McKinley et al., 1999). RMS klassifiseres som nevrologiske komplett eller inkomplett basert på tilstedeværelsen av sensorisk eller motorisk funksjon i de mest kaudale sakralsegmentene (Kirshblum et al., 2016). En inkomplett ryggmargsskade innebærer bevaring av motorisk eller sensorisk funksjon under skadenivået i ryggmargen (Ho et al., 2007), i tillegg til følelse eller muskelfunksjon i endetarmens lukkemuskel (Kirshblum et al., 2016).

2.2.4 Klassifisering

Ryggmargsskader klassifiseres generelt som nevrologisk komplett eller inkomplett (Kirshblum et al., 2011). Undersøkelsen som benyttes til å beskrive skadeomfanget av en RMS er International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI), i forbindelse med American Spinal Injury Association (ASIA), Impairment Scale (AIS) (Kirshblum & Waring, 2014). ISNCSCI ble utviklet for å standardisere undersøkelsesteknikker og gi konsistent terminologi og definisjoner i RMS-klassifisering for å oppdage endringer i nevrologisk funksjon over tid (Kirshblum & Waring, 2014). AIS klassifiseringen er delt inn i fem kategorier (Tabell 2.1) (Kirshblum et al., 2011), for å klassifisere om skadene er komplett (AIS A) eller inkomplett (AIS B, C, D eller E). Den benyttes for å definere to motoriske (venstre/høyre), to sensoriske (venstre/høyre), samt ett nevrologisk skadenivå. En ASIA motorisk vurdering innebærer å teste styrken til ti nøkkelmuskler (figur 2.2). Hver nøkkelmuskelgruppe representerer ett myotom mellom C5 og T1 for overekstremitetene, og mellom L2 og S1 for underekstremitetene. Hver muskel testes for styrke på en sekspunkts manuell muskeltestskala (Ditunno et al., 1994):

0 = Ingen muskelkontraksjon

1 = Liten muskelkontraksjon

2 = Full 'range of motion' (ROM) med tyngdekraften

3 = Full ROM mot tyngdekraften

4 = Full ROM med ekstra motstand

5 = Normal styrke

Muskelstyrken testes bilateralt, i liggende posisjon, hvor ekstremitetene manipuleres for å variere effekten av tyngdekraften (Kirshblum & Waring, 2014; Kirshblum et al., 2011).

Sumpoengene for overekstremiteten og underekstremiteten blir summert på en skala fra 0–50 poeng, der poengene blir referert som motorisk score for overekstremitetene og motorisk score for underekstremitetene (Kirshblum & Waring, 2014). Denne scoren kan være forskjellig for høyre og venstre side av kroppen (Kirshblum et al., 2011).

RIGHT		SENSORY KEY SENSORY POINTS		SENSORY KEY SENSORY POINTS		LEFT	
MOTOR KEY MUSCLES		Light Touch (LTR)	Pin Prick (PPR)	Light Touch (LTL)	Pin Prick (PPL)	MOTOR KEY MUSCLES	
		C2				C2	
		C3				C3	
		C4				C4	
UER (Upper Extremity Right)		C5				C5	UEL (Upper Extremity Left)
Elbow flexors		C6				C6	Wrist extensors
Wrist extensors		C7				C7	Elbow extensors
Elbow extensors		C8				C8	Finger flexors
Finger flexors		T1				T1	Finger abductors (little finger)
Finger abductors (little finger)		T2				T2	
Comments (Non-key Muscle? Reason for NT? Pain?):		T3				T3	
		T4				T4	
		T5				T5	
		T6				T6	
		T7				T7	
		T8				T8	
		T9				T9	
		T10				T10	
		T11				T11	
		T12				T12	
		L1				L1	
LER (Lower Extremity Right)		L2				L2	LEL (Lower Extremity Left)
Hip flexors		L3				L3	Knee extensors
Knee extensors		L4				L4	Ankle dorsiflexors
Ankle dorsiflexors		L5				L5	Long toe extensors
Long toe extensors		S1				S1	Ankle plantar flexors
Ankle plantar flexors		S2				S2	
(VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No)		S3				S3	
		S4-5				S4-5	
RIGHT TOTALS (MAXIMUM)		(50)	(56)	(56)	(56)	LEFT TOTALS (MAXIMUM)	(50)

MOTOR SUBSCORES		SENSORY SUBSCORES	
UER	UEL	LTR	LTL
MAX (25)	MAX (25)	MAX (56)	MAX (56)
= UEMS TOTAL (50)		= LT TOTAL (112)	
LER	LEL	PPR	PPL
MAX (25)	MAX (25)	MAX (56)	MAX (56)
= LEMS TOTAL (50)		= PP TOTAL (112)	

NEUROLOGICAL LEVELS		3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI)		4. COMPLETE OR INCOMPLETE?		5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS)		ZONE OF PARTIAL PRESERVATION	
1. SENSORY	2. MOTOR	R	L	Complete	Incomplete	1	2	SENSORY	MOTOR
Steps 1-5 for classification as on reverse									

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association.

REV 02/13

Figur 2.2: De internasjonale standarder for neurologisk klassifisering av ryggmargsskade (ISNCSCI) scoringskjema. Hentet fra (International Standards for Neurological Classification of SCI (ISNCSCI) Worksheet).

Tabell 2.1: Internasjonale standarder for nevrologisk klassifisering av ryggmargsskade. Hentet fra Ditunno et al. (1994).

Internasjonale standarder for nevrologisk klassifisering av ryggmargsskade	Beskrivelse
AIS A Komplet	Ingen muskelfunksjon sensorisk eller motorisk funksjon er bevart i sakralsegmentene S4 – S5
AIS B Sensorisk inkomplett, motorisk komplett	Sensorisk funksjon, men ingen motorisk funksjon er bevart under nevrologisk nivå som inkluderer sakral segmenter S4 – S5.
AIS C Motorisk inkomplett	Motorisk funksjon bevares under nevrologisk nivå, og flertallet av nøkkelmusklene under det nevrologiske nivået har en muskelgrad <3
AIS D Motorisk inkomplett	Motorisk funksjon bevares under nevrologisk nivå, flertallet av nøkkelmusklene under det nevrologiske nivået har en muskelgrad >3
AIS E Normal	Motorisk og sensoriskfunksjon fungerer som normalt. Hvor pasienten har ubetydelige nevrologiske begrensninger som følge av ryggmargsskaden.

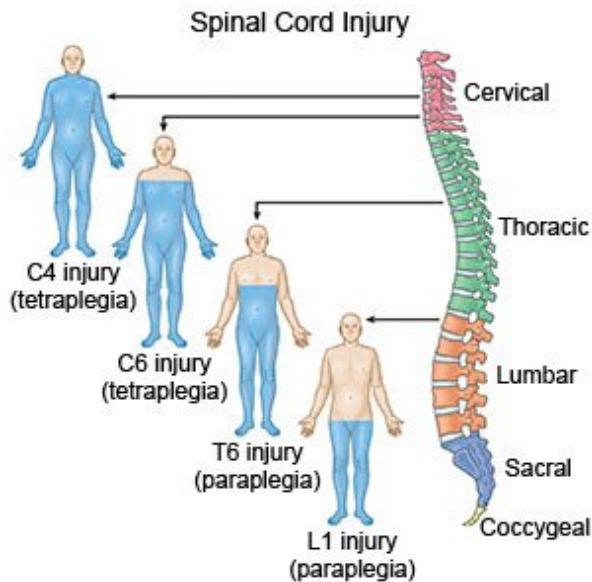
Tabell 2.2: ASIA nøkkelmuskler. Hentet fra (ASIA and ISCoS International Standards Committee, 2019).

C5	Albufleksor	L2	Hoftefleksor
C6	Håndleddfleksor	L3	Kneekstensorer
C7	Albueekstensorer	L4	Ankel dorsifleksor
C8	Finger fleksor	L5	Storetåekstensorer
T1	Lille finger abduktor	S1	Ankel plantarekstensor

2.2.5 Paraplegi

Paraplegi refererer til svekkelse eller tap av motorisk og/eller sensorisk funksjon i thorax, lumbal eller sakral del av ryggmargen, samt sekundær skade på nevrale elementer i

ryggmargen (figur 2.3). Ved paraplegi er armfunksjonen skånet, men avhengig av nivået på skaden kan, trunkus, bena og bekkenorganene være affisert (Ditunno et al., 1994; Kirshblum et al., 2011; Marino et al., 2003; Maynard et al., 1997; Nas et al., 2015).



Figur 2.3: Illustrasjon av tetraplegi og paraplegi Det blå feltet viser området av kroppen med motorisk og/eller sensorisk funksjonstap. Hentet fra Drugs.com

2.2.6 Tetraplegi

Tetraplegi refererer til svekkelse eller tap av motorisk og/eller sensorisk funksjon i de cervikale segmentene av ryggmargen på grunn av skade på nevralt elementer i ryggmargskanalen (figur 2.3). Tetraplegi kan resultere i svekkelse av funksjon i armer, trunkus, bena og bekkenorganene (Ditunno et al., 1994; Kirshblum et al., 2011; Marino et al., 2003; Maynard et al., 1997; Nas et al., 2015).

2.3 Nevrofysiologiske konsekvenser ved ryggmargsskade

Etter en RMS er det flere nevrofysiologiske konsekvenser som kan oppstå, det vil derfor bli presentert konsekvensene som påvirker fysisk aktivitetsnivå og gangfunksjon hos denne populasjonen.

2.3.1 Spastisitet

Spastisitet er en tilstand med unormalt høy spenning i skjelettmuskulaturen, som forekommer ved en skade i forbindelsen mellom skjelettmuskel og hjerne. Det er nerveimpulser fra hjernen som styrer skjelettmuskelens bevegelser. Skjelettmusklene mottar både stimulerende og hemmende impulser. Ved RMS kan disse hemmende impulsene være svekket, noe som kan føre til at musklene blir overstimulert. De spinale refleksene vil da erstatte normal muskelaktivitet (Young, 1994). Dette kan ses ved raske passive bevegelser, ufrivillige kloniske og toniske muskelkontraksjoner, samt koaktivering av synergister og antagonister (Young, 1994). Spastisitet har ofte tendens til å øke gradvis i løpet av det første året etter en skade (Kirshblum, 1999), og kan medføre betydelige plager (Johnson et al., 1998; Levi et al., 1995; Sköld et al., 1999). Spastisitet forekommer hos opptil 70% av pasienter med RMS (Davis, 1975; Johnson et al., 1998; Kirshblum, 1999; Rekand et al., 2012; Sköld et al., 1999), og forekommer hyppigere hos pasienter med intakte nedre motoriske nevroner (Kirshblum, 1999; Maynard et al., 1990).

Spastisitet kan forstyrre mange aspekter av livet hos personer med RMS. Dette inkluderer medisinsk-, fysisk-, sosial- og fritidsaktiviteter, i tillegg til utfordringer i yrkeslivet (Kirshblum, 1999). Komplikasjoner inkluderer direkte funksjonsnedsettelse som består av redusert mobilitet og aktivitet i dagliglivet i form av pleie, hygiene og egenomsorgsferdigheter, forstyrrelse av søvn, selvtillit, humør og seksuell funksjon. I tillegg kan spastisitet være en kilde til inaktivitet og smerte (Kirshblum, 1999; Lechner et al., 2006). Lett til moderat spastisitet kan derimot også ha positiv effekt på funksjonsevnen til personer med RMS (Adams & Hicks, 2005; Kirshblum, 1999), ettersom det kan bidra til å forhindre atrofi hos pasientene (Gorgey & Dudley, 2008; Kirshblum, 1999). I tillegg kan det muliggjøre at pasienter med pareser i beina også kan oppnå ståfunksjon. En slik funksjon kan bidra til at pasienter kan beherske forflytning på en mer hensiktsmessig måte (Adams & Hicks, 2005). Spastisitet i underekstremitetene kan også bidra til å øke blodsirkulasjonen, som er hensiktsmessig for å unngå ødemer, samt reduserer risiko for utvikling av dyp venetrombose (Green et al., 2003; Kirshblum, 1999; Murphy, 2002).

2.3.2 Fysisk aktivitet

Fysisk aktivitet kan defineres som enhver kroppslig bevegelse produsert av skjelettmuskulatur som resulterer i kaloriforbruk (American College of Sports Medicine, 2013).

En ryggmargsskade fører til drastiske forandringer i evnen og muligheten til å utøve fysisk aktivitet (Hjeltnes, 2008). Avhengig av skadenivå og skadeomfang har individer med RMS forskjellig utgangspunkt i deres evne til å være fysisk aktiv. Personer med inkomplett skade har dog bedre forutsetninger for fysisk aktivitet uansett skadenivå (Hjeltnes, 2008). Spesielt for personer med inkomplett RMS kan forbedringer av motorisk funksjon være betydelig under rehabilitering (Lee et al., 2020). Trening har vist seg å bevare muskelmasse (Houle et al., 1999) og gjenopprette motorisk og sensorisk funksjon (Hutchinson et al., 2004; Sandrow-Feinberg et al., 2009). Imidlertid viser personer med inkomplett RMS en rekke klinisk relevante motoriske og funksjonelle mangler, inkludert lokal muskeltretthet, svakhet i berørte muskler (Johnston et al., 2003; Sloan et al., 1994), samt redusert kapasitet til å utføre forskjellige bevegelser (Ulkar et al., 2003; Waters et al., 1994). Der pasientene tilsynelatende kan oppleve redusert ganghastighet, begrenset bevegelsesområde (Ulkar et al., 2003; Waters et al., 1994), og nedsatt koordinasjon i underekstremiteter, som kan bidra til å begrense deres bevegelighet (Lee et al., 2020).

2.3.3 Muskelatrofi

Voluntær bevegelse er et resultat av muskelaktivering initiert og kontrollert av sentralnervesystemet (SNS). RMS endrer ofte kontrollen til SNS med tilhørende modifikasjon eller eliminering av frivillige bevegelser (Dimitrijevic, 1988). Mindre aktivering av musklene i underekstremitetene kan føre til økt atrofi av muskelmassen (Akima & Furukawa, 2005; Campbell et al., 2013; Dirks et al., 2014; Wall et al., 2014; Wall & van Loon, 2013). Studier viser at atrofi av inaktiverede muskler kan forekomme hos personer med RMS, hvor det er observert en reduksjon på ~ 25% av tverrsnittsarealet i en skjelettmuskel, sammenlignet med friske kontrollgrupper (Nuhlicek et al., 1988; Shah et al., 2006; Wilmet et al., 1995). Ettersom den mekaniske belastningen og aktiveringen av de berørte musklene i underekstremiteten er svært varierende (Melis et al., 1999), der noen pasienter er preget av betydeligere redusert aktivitet enn andre, kan det resultere i en differensiell skjelettmuskelatrofi i denne pasientgruppen, samt et varierende mønster av muskeladaptasjoner (Adams, 2002; Adams et al., 1994; Alkner & Tesch, 2004). Skjelettmuskelatrofi etter RMS er et resultat av primær skade på motorneuroner i ryggmargen samt inaktivering av berørt skjelettmuskulatur, med påfølgende endringer i muskellengde og mekaniske belastningsforhold (Gordon & Mao, 1994). Nevrale signaler til affiserte muskler kan derfor gi varierende aktivering av muskler i underekstremitetene etter en inkomplett RMS

(Shah et al., 2006). Dette kan bidra til økt bruk av ambulatoriske hjelpemidler, som kan medføre økt aktivitetsnivå hos denne populasjonen. Derimot kan økt bruk av hjelpemidler overføre mye av de vekt bærende kravene til daglige aktiviteter til overekstremitetene (Lee & McMahon, 2002; Mulroy et al., 2004), noe som kan redusere bruken og aktiveringen av de berørte musklene i underekstremiteten, og forårsake en syklus med økt muskelatrofi og ytterligere avhengighet av hjelpemidler (Shah et al., 2006).

2.3.4 Balanse

Evaluerings av balanse anses å være relevant for vurderingen av mange pasienter, inkludert personer med nevrologiske skader (Pollock et al., 2000). Til tross for den utbredte bruken av begrepet, er det ingen universelt akseptert definisjon av menneskelig balanse (Berg, 1989; Ekdahl et al., 1989), men anvendes derimot ofte i forbindelse med begreper som stabilitet og postural kontroll. Balanse beskrives som evnen til å regulere kroppens posisjon i rommet for stabilitet og orientering (Horak, 2006), og er sammensatt av både interne og eksterne prosesser. De interne prosessene består av sanseintrykk, persepsjon, kognisjon og motorikk, og eksterne prosesser er en interaksjon mellom individet, oppgaven og miljøet. Balanse er fundamentet for all bevegelse og en forutsetning for å beherske utførelsen av aktiviteter i dagliglivet (Pollock et al., 2000), hvor nervesystemet, samt muskel- og skjelettsystemet har en sentral rolle i å opprettholde balansen (Horak et al., 1997).

2.3.5 Balansekontroll for RMS

Balanse er en sentral komponent for trygge, optimale stå- og gåfunksjoner. For denne populasjonen har stående balanse blitt rapportert som en sentral faktor for gange (Scivoletto et al., 2008). Kontroll av balansen i en statisk posisjon avhenger av integreringen av sensorisk informasjon fra de somatosensoriske, visuelle og vestibulære systemene (Lemay et al., 2013), samt kontroll over ekstremiteter (Jacobson et al., 1993; Nashner & Peters, 1990). Personer med RMS kan ha delvis eller total tap av motorisk funksjon og/eller sanseintrykk under skadenivået. Dette vil føre til nedsatt balansekontroll, som igjen fører til økt fallrisiko (Lemay, Gagnon, et al., 2014). Graden av nedsatt balanse avhenger av nivået og omfanget av skaden, og på grunn av den store variasjonen av funksjonsnedsettelse i denne gruppen er det også et bredt spekter når det gjelder balansekontroll. Denne populasjonen kan oppleve alt fra manglende evne til å sitte selvstendig, til minimal innvirkning på oppreist funksjon (Jørgensen, 2016). Slike begrensninger av balansen kan være påvirket av redusert

muskelstyrke, smerte, sensibilitet i underekstremitetene, eller kontroll av føttene (Tinetti et al., 1988).

2.3.6 Måling av balanse

For å måle balansen finnes det mange funksjonelle balansetester, en av disse testene er BBS. BBS er ofte anvendt under sykehus- og ved rehabiliteringsopphold. BBS ble opprinnelig utviklet for å vurdere balansekontroll og for å forutsi fall hos en geriatrisk populasjon (Berg et al., 1992), og ble senere validert for denne populasjonen (Wirz et al., 2010). BBS anbefales blant annet for kartlegging av balanseferdigheter ved RMS (Lemay, Duclos, et al., 2014; Tyson & Connell, 2009). Testen kan tilsynelatende også skille mellom ytelsen til personer med tetraplegi og de med paraplegi som bruker forskjellige strategier for å opprettholde sin balanse (Lemay & Nadeau, 2010). BBS vurderer funksjonell balanse gjennom utfordrende oppgaver som tester balanse under sittende- og stående posisjoner. Den består av fjorten deltester (tabell 2.3), hvor hver deltest kan gi fem forskjellige poengutfall på ordinalnivå (Berg et al., 1992). Deltagerne blir rangert mellom 0-4, hvor 0 tilsier at pasienten ikke klarer å utføre oppgaven, og 4 tilsier at pasienten klarer å utføre gitt oppgave (Berg et al., 1992; Hiengkaew et al., 2012). Pasienten blir gradert gjennom tid, grad av selvstendighet, og tilsyn (Berg et al., 1992; Bergland et al., 2004). Total poengsum varierer fra 0-56, hvor en poengsum under 45 poeng indikerer økt fallrisiko (Berg et al., 1992). BBS har senere blitt modifisert ved å benytte en kortversjon som består av syv tester (Tabell 3.2) (Chou et al., 2006). BBS-testene består hovedsakelig av statiske bevegelser, der en høy score på BBS ikke nødvendigvis vil gi en høy gangfunksjon blant denne populasjonen (Lapointe et al., 2001). Derimot har flere studier sett at BBS er signifikant korrelert med ulike gangtester og bruk av mobilitetsrelaterte hjelpemidler hos personer med RMS (Lemay & Nadeau, 2010, 2013; Wirz et al., 2010).

Tabell 2.3: Berg balanseskala. Hentet fra Berg et al. (1992). Oversatt av Bergland et al. (2004)

Berg Balanseskala	
1.	Stående til sittende
2.	Såtende uten støtte
3.	Sittende uten støtte
4.	Stående til sittende
5.	Fra en stol til en annen
6.	Stående med lukkede øyne
7.	Stående med føttene inntil hverandre
8.	Strekke seg fremover med utstrakt arm
9.	Ta opp noe fra gulvet
10.	Vri seg og titte bakover
11.	Vende seg 360 grader
12.	Sette en og en fot vekselvis på et trappetrinn
13.	Stå med en fot fremfor den andre
14.	Stå på et ben

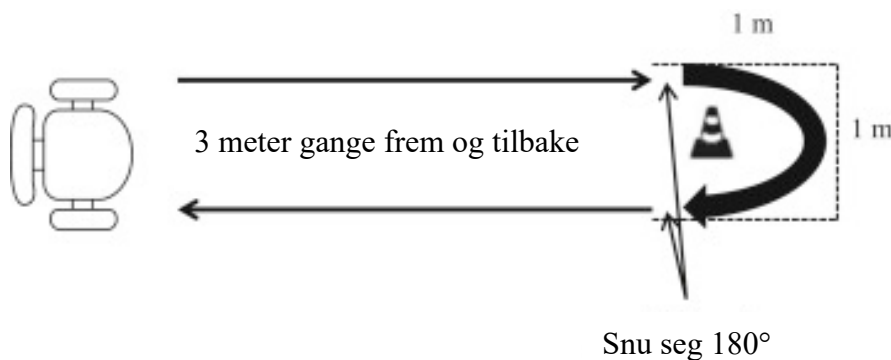
2.3.7 10 meter gangtest

10MWT er et raskt, enkelt og pålitelig mål for ganghastighet. Testen måler tiden (i sekunder) det tar en pasient å gå 10 meter, og vurderer den kortvarige ganghastigheten (van Hedel et al., 2005). Den er hyppig brukt under forskning og rehabilitering (van Hedel et al., 2007) for å indikere kvalitet på gangarten og evnen til samfunnsdeltakelse (Barbeau et al., 2007; Cesari et al., 2005; Graham et al., 2008), i tillegg er testen også lett å administrere. Etter en RMS kan det forekomme endringer i gangmekanikk og muskelstyrke, som kan ha effekt på ganghastigheten (Jackson et al., 2008). Resultatene av testen er klinisk tolkbare og potensielt modifiserbare, ettersom den i studier viser at testen korrelerer med muskelstyrke, og andre gangtester (Scivoletto et al., 2008). Ved gjennomføring av testen får pasientene instruksjon om å gå i enten selvvalghastighet eller maksimalhastighet. Studier benytter derimot ulike metoder for måling av 10MWT ved avstand, samt tidsprotokoller (Amatachaya et al., 2020). Disse forskjellene kan påvirke resultatene av testen, datatolkning med et målekriterium og

datasammenligninger mellom studiene fordi de meningsfulle forskjellene i ganghastighet er svært små (Amatachaya et al., 2020). Studier har rapportert å måle 4, 6 og 10 meter for totale avstander på 10 og 14 meter (Graham et al., 2008). Tidsprotokollene benyttes også på ulike måter, enten ved en statisk start, hvor tiden registreres fra start til stopp (Amatachaya et al., 2020), eller en flyvende start, hvor deltagerne starter 2 meter fra start og avslutter 2 meter etter stopp (Jackson et al., 2008; Stone et al., 2019).

2.3.8 Timed up and go

TUG ble opprinnelig utviklet som et klinisk mål på balanse hos eldre mennesker. Den ble scoret på en ordinær skala fra 1 til 5, basert på en observatørs oppfatning av utøverens risiko for fall under testen (Barry et al., 2014). Podsiadlo og Richardson (1991) modifiserte den opprinnelige testen ved å tidsbestemme den gitte oppgaven, i stedet for å score den kvalitativt. Testen måler tiden det tar for personen å reise seg opp fra en 46 cm stol med armlener, gå tre meter, snu, gå tilbake til stolen for så å snu og sette seg ned (Podsiadlo & Richardson, 1991). Testen utføres tre ganger, hvor første utførelse er en oppvarmingsrunde, og de to neste forsøkene er gjeldene. Det vil ut ifra de to siste forsøkene regnes ut et gjennomsnitt på utførelsen til pasienten.



Figur 2.4: Illustrasjon av utførelsen av timed up and go. Hentet fra Chan et al. (2017).

2.4 Måling av muskelaktivering

Kraften som genereres av en muskel avhenger av mange faktorer, inkludert graden av aktivering av nervesystemet, dets arkitektur, muskelstørrelsen, avstanden mellom myofilamenter, antall aktin-myosin-kryssbroer som dannes, kraften som genereres av hver kryssbro og kvaliteten på interaksjonen mellom celleelementene (Frontera & Ochala, 2015). Elektromyografi (EMG) er et standardisert verktøy for å registrere den elektriske aktiviteten i

en skjelettmuskel under en kontraksjon (Dahl & Rinvik, 2014; Kian-Bostanabad & Azghani, 2017) og kan benyttes til å bestemme omfanget av muskelkraft basert på amplituden til EMG-signalet (Kamen, 2013).

2.4.1 Muskelaktivering

Muskelkontraksjon er en energikrevende prosess, hvor enhver del av eksitasjonskontraksjonskoblingen kan påvirke muskelaktiviteten. Hovedfaktorene som påvirker muskelaktiviteten er antall kryssbroer som aktiveres, samt ATPase-aktiviteten til myosin (He & Ye, 2020). Antallet kryssbroer er relatert til muskelstyrke, og myosin ATPase-aktivitet er relatert til kontraksjonshastigheten. Kroppens evne til å overvinne og motstå motstand under muskelkontraksjon måles ved muskelstyrke, som er det essensielle elementet som påvirker den menneskelige motoriske evnen (He & Ye, 2020). Kraften i en muskelgruppe reguleres av hvor mange motoriske enheter som til enhver tid blir rekruttert, og hvilken kraft som utvikles i de aktiverte enhetene (Raastad & Paulsen, 2010). Kraften i hver enkelt motorisk enhet er styrt av frekvensen på aksjonspotensialene (AP) som når de tilhørende muskelfibrene (Hof, 1997).

2.4.2 Aksjonspotensial

AP er den nevralt budbringeren som er ansvarlig for å aktivere hvert segment av muskelfiberen slik at hver sarkomer bidrar til å generere muskelkraft. For å produsere muskelkraft må muskelfibre motta en impuls fra et motoneuron (Kamen, 2013). Når en motoneuron aktiveres av SNS forplanter en elektrisk impuls seg i motoneuronet til hver motorendeplate. Ved denne spesialiserte synapsen oppstår ioniske hendelser som kulminerer i generering av et AP (Kamen, 2013). Prosessen starter med en endring i muskelfibermembranens permeabilitet for Natrium (Na^+)-ioner. Etersom Na^+ -ioner eksisterer i relativt større konsentrasjon utenfor muskelfiberen, resulterer enhver endring i permeabilitet i en influx av Na^+ -ioner over membranen (Dumitru, 2000). Både konsentrasjonsgradienten og den kjemiske gradienten virker fra utsiden av cellen og til innsiden. Etter hvert vil Na^+ -ionene reverserer polariteten til membranpotensialet slik at innsiden av muskelfiberen blir positiv (ca. 30 mV) i forhold til det omkringliggende ekstracellulære substansen (Dutka et al., 2005; Kamen, 2013; Konrad, 2005), cellen blir da depolarisert (Dutka et al., 2005). Denne depolariseringen av nevronet forekommer i dendrittene. Når depolariseringen blir så stor at den når terskelverdi, vil det da forekomme et

AP. Når membranens polaritet reverseres lukkes Na^+ kanalene og membranens permeabilitet for Kalium (K^+) endres, noe som får K^+ til å strømme ut av cellen, både den kjemiskegradient og den elektriske gradient trekker K^+ ut av cellen. Dette medfører at cellen blir negativt, og cellen repolariseres, og gjenoppretter hvilemembranpotensialet (Dutka et al., 2005; Exeter & Connell, 2010; Kamen, 2013, s. 179; Konrad, 2005). Den tregere K^+ lukkes, ettersom kanalen lukkes tregere vil det føre til at cellen blir mer negativ en hvilepotensialet, dette kalles refraktærperioden (Konrad, 2005). Denne perioden hindrer at aksjonspotensialet kan gå tilbake langs aksonet i den presynaptiske membranen. Natriumkanalene er fremdeles inaktivert og kan derfor ikke åpnes på nytt uten nye eksitatoriske synapser.

2.4.3 Nevromuskulær synapse

Prosessen med muskelkontraksjon begynner når et nevralt signal skapes i hjernen eller ryggmargen. Gjennom depolarisering langs et motorneuron, ledes dette elektriske signalet til aksonene, hvor vesikler som inneholder neurotransmitteren acetylcholin (Ach) befinner seg (Exeter & Connell, 2010). Når et forplantet AP når aksonet, åpnes spenningsstyrte Ca^{2+} -kanaler i den presynaptiske membranen som trigger frigjøring av vesikler med acetylcholin til synapsespalten, som binder seg til reseptorer på plasmalemmaet. Hvor bindingen av Ach fører til at natriumkanalene i den motoriske endeplaten åpnes. Åpningen av natriumkanalene fører til en lokal impuls i motorendeplaten, kjent som et endeplatepotensial, som fører til depolarisering av plasmalemmaet på hver side av endeplaten (Exeter & Connell, 2010). Etter depolarisering av muskelmembranen, sprer aksjonspotensialet seg langs lengden av fiberen og involverer T-tubuli. Innenfor T-tubulus-membranene ligger dihydropyridinreseptorer, som er spenningsstyrte kalsiumkanaler. I skjelettmuskulatur reagerer disse reseptorene på det aksjonspotensialet, som videre frigjør kalsium (Ca^{2+}) fra det nærliggende sarkoplasmatiske retikulum (Exeter & Connell, 2010). Når kalsium fra det sarkoplasmatiske retikulum kommer inn i muskelfiberen binder det seg til troponin C, som fører til at bindingsstedet på aktin der tropomyosinet er festet, trekkes bort og eksponerer myosinbindingsstedet på aktin slik at myosin kan festes og danner en kryssbro (Exeter & Connell, 2010). Generering av kraft begynner når ATP gjøres tilgjengelig for en eksisterende aktin-myosin-kryssbroer. ATP binder seg til bindingsstedet på myosinhodet (Exeter & Connell, 2010; Frontera & Ochala, 2015). ATPase i myosinhodet, hydrolyserer ATP, noe som resulterer i ADP og Pi og i løsrivelse av den eksisterende tverrbroen. Myosinhodet svinger over og binder seg til et nytt

aktinmolekyl slik at sarkomeren forkortes (Exeter & Connell, 2010; Frontera & Ochala, 2015). Når muskelkontraksjonen avsluttes pumpes kalsium til slutt aktivt ut av muskelfiberen tilbake til det sarkoplasmatiske retikulum ved hjelp av en kalsium-magnesium ATPase-pumpe, der denne prosessen fører til muskelavslapning. Derfor er både sammentrekning og avspenning en energikrevende prosess (Exeter & Connell, 2010).

2.4.4 Motoriske enheter

Produksjonen av muskelkraft styres av virkningen av en rekke muskler som virker over et ledd. I en enkelt muskel initieres muskelkraft ved å aktivere et økende antall motoriske enheter i en rekrutteringsprosess som er ordnet i et rekrutteringshierarki (Henneman & Olson, 1965; Kamen, 2013, s. 181; Raastad & Paulsen, 2010, s. 29). Hver motorenheter innerverer typisk flere hundre muskelfibre, selv om antallet varierer i ulike muskler fra rundt ti til flere tusen (Kamen, 2013, s. 180). Summen av AP i en skjelettmuskel kalles motorenhetsaksjonspotensialer (MUAP) og er ansvarlig for muskelkontraksjonen (Cavalcanti Garcia & M. Vieira, 2011). MUAP til de aktive motorenheterne, omfatter tusenvis av AP generert av de individuelle fibrene til motorenheterne i muskel (Merletti & Muceli, 2019). I en muskelaksjon ved liten kraft vil de minste enheterne rekrutteres, spesielt type I fibrene. Ved en større kraft vil stadig flere og større enheter rekrutteres, hovedsakelig type II fibrene, etter hvert som kraftbehovet øker (Freund et al., 1975; Henneman & Olson, 1965; Kamen, 2013, s. 181; Milner-Brown et al., 1973; Wijnberg & Franssen, 2016). Det er det MUAP som representerer den summerte elektriske aktiviteten til alle muskelfibre som er aktivert i den motoriske enheten, hvor motorenheter med flere og/eller større muskelfibre har en større MUAP (Kamen, 2013, s. 181). Ved å benytte EMG-målinger kan dermed rekrutteringsmønstre for forskjellige typer motoriske enheter redegjøres for (von Tscharnar, 2000).

2.4.5 Elektromyografi

EMG undersøkelse utføres ved plassering av elektroder på hudoverflaten, eller ved å stikke tynne nålelektroder inn i skjelettmuskelen. Elektrodene reflekterer summen av elektrisk aktivitet i muskelfibrene (Konrad, 2005). Signalene som registreres under en frivillig muskelkontraksjon avhenger i stor grad av typen opptakselektroder som benyttes. Overflateelektroder plassert over muskelen summerer aktivitet fra flere motoriske enheter (Kimura, 2013). Motorenheterens aktivitet genereres av alfa-motorneuronet, dets akson, de

motoriske endeplatene og muskelfibrene som innerveres av en motorenhet (Stålberg & Falck, 1997). Det foreligger derfor en sammenheng mellom økende kraft i en isometrisk muskelaksjon og størrelsen på det tilhørende EMG-signalet (Häkkinen et al., 1985). EMG-signalet øker både som en følge av at flere motoriske enheter rekrutteres, samt summen av aksjonspotensialene som forekommer i motorenhetene (Hof, 1997). I den mildeste muskelsammentrekningen kan en enkelt motorisk enhet aktiveres. Ettersom kraften øker, vil andre motorenheter rekrutteres og fyre med stadig økende frekvens. EMG-signalet er på ethvert tidspunkt en sammensatt elektrisk sum av alle de aktive motorenhetene (Kamen, 2013, s. 182; Konrad, 2005). Der en høy topp i EMG-signalet kan være et resultat av aktivering av to eller flere motorenheter atskilt med et kort intervall. Et EMG-signal har både positive og negative komponenter. Når dette signalet krysser grunnlinjen, balanseres sannsynligvis en positiv fase av en MUAP av den negative fasen til andre MUAP (Kamen, 2013). Under isometrisk muskelaksjon er EMG-muskulær kraftforholdet ofte lineært, hvor endringer i muskelkraft produseres av lineært relaterte endringer i EMG-amplituden (Bouisset & Maton, 1972; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992; Milner-Brown et al., 1975). Normalisering av EMG-data ved MVC er en vanlig metode for å beskrive muskelaktivering (Burden & Bartlett, 1999) og tillater sammenligning av muskelaktivitetsnivåer mellom muskler, øvelser, samt individer (Wattanaparakornkul et al., 2011).

2.4.6 Feilkilder ved EMG

Antallet feilkilder ved EMG-signal har både fysiologisk og teknisk opprinnelse. EMG-signaler kan bli påvirket av muskelens anatomi (Türker & Sözen, 2013), der overflateelektroder kan være følsomme for mange indre og ytre faktorer (Burden & Bartlett, 1999). Iboende faktorer som kan påvirke EMG-signalet er eksempelvis muskelfibertype, diameter, dybde, subkutant fett, samt mengden vev mellom muskelen og elektroden (Burden & Bartlett, 1999; Konrad, 2005). Ytre faktorer kan påvirkes av forskningspersonell, plasseringen, området og formen til elektrodene, samt avstanden mellom dem. Et EMG-signal samlet fra en del av muskelen er dermed ikke nødvendigvis representativt for muskelen som helhet (Staudenmann et al., 2010). EMG-signalerne kan i tillegg bestå av «Cross-talk», som er signalforstyrrelse opprinnelig fra andre muskler, noe som kan gi støy i undersøkelsen (Staudenmann et al., 2010). EMG-signalets lave amplitude er svært utsatt for støy. Støy kan oppstå som elektronisk støy fra omgivelsene, samt artefakter som er forårsaket av bevegelse, både mellom elektroder og hud, samt bevegelse i kablene (Konrad, 2005). I EMG-signalerne

vil det alltid være støy til stede i en viss grad. Det er derfor nødvendig med analyser og filtrering av signalene for å fjerne støy (Konrad, 2005).

2.4.7 Maksimal voluntær muskelkontraksjon

Maksimal voluntær muskelkontraksjon (MVC) er betegnelsen på den kraften som utføres ved en maksimal frivillig voluntær muskelkontraksjon, og benyttes ofte for å kvantifisere muskelytelse (Househam et al., 2004). Den utføres ofte isometrisk, og måler muskelkraften i en kontraksjon. Ved å se på EMG registrert fra MVC, kan man benytte EMG verdier som referanseverdi under ulike øvelser. Dette tillater EMG å vurdere hvor stor prosentandel av muskelens maksimale aktiveringskapasitet i en gitt oppgave (Allison et al., 1998; Allison et al., 1993; Knutson et al., 1994; Yang & Winter, 1984).

2.4.8 Isometrisk muskelkontraksjon

En isometrisk muskelkontraksjon utføres i en statisk posisjon, der leddvinkelen og muskellengden ikke endres under sammentrekningen (Frontera & Ochala, 2015; Nazmi et al., 2016). Under kontraksjonen forekommer det ingen endring i muskellengde, men spenning og energi varierer. Denne handlingen får muskler til å produsere kraft (Nazmi et al., 2016).

3. Metode

3.1 Studiedesign

Prosjektet var en kvantativ tverrsnittsstudie med laboratorieundersøkelser for å se på muskulære faktorer og nevrologiske mekanismers betydning for balanseferdigheter hos personer med inkomplett RMS. Datainnsamlingen ble gjennomført ved Klinisk Fysiologisk laboratorium (KF-lab) ved Sunnaas sykehus HF.

3.2 Utvalg

Utvalget i studien bestod av 15 pasienter innlagt på avdeling for Ryggmargskade eller avdeling for Oppfølging ved Sunnaas sykehus. For deltagelse måtte personene innfri inklusjonskriteriene (tabell 3.1). I tillegg ble det rekruttert 15 friske deltagere til en kontrollgruppe, som var matchet på alder og kjønn. For karakteristika av deltakerne, se tabell 4.1. Datainnsamling foregikk fra januar til mars 2022.

3.3 Rekruttering

En ansatt ved KF-lab kontaktet teamkoordinator fra avdelingene ved innkomst av aktuelle pasienter. Teamkoordinator viderefremidlet informasjon om prosjektet, samt en forespørsel om deltagelse. Etter medisinsk vurdering godkjente avdelingsoverlegen deretter eventuell deltagelse. Deltakerne mottok utfyllende informasjonsskriv (vedlegg 1) samt muntlig informasjon og samtykkeerklæring fra teamkoordinator. Samtykkeerklæring ble underskrevet forut for deltagelse i studien. I tillegg ble relevante ansatte ved sykehuset som matchet med de rekrutterte deltakerne i pasientgruppen kontaktet med forespørsel om deltakelse som kontrollgruppe (vedlegg 2).

Tabell 3.1: Inklusjons- og eksklusjonskriterier i studien

Inklusjonskriterier	Eksklusjonskriterier
Innlagt til et opphold ved Sunnaas sykehus HF	Smerter i underekstremitetene som påvirker gjennomføring av testene
AIS C/D	Svimmelhet
Traumatisk og atraumatisk ryggmargskade	Ortostatisk hypotensjon
Gangfunksjon/ståfunksjon	
> 2 uker post skade	
> 18 år	
< 75 år	

3.4 Prosedyre

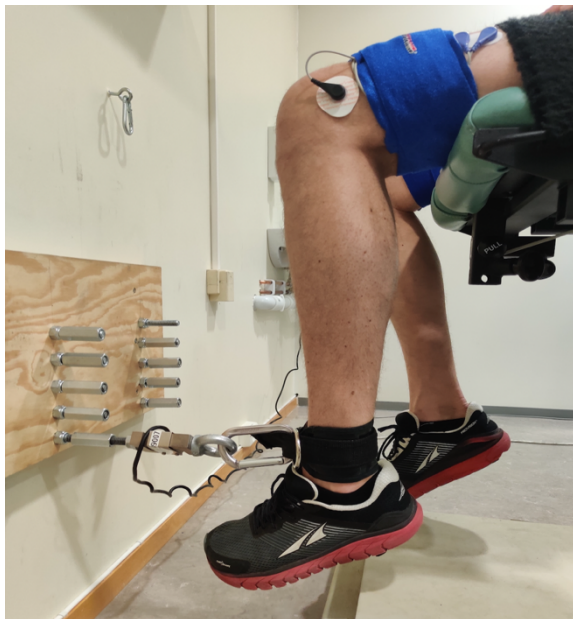
Etter medisinsk klarering for deltakelse og avgitt samtykkeerklæring, besvarte deltakerne på Spinal Cord Independent Measure III (SCIM III) før de fikk påmontert utstyr for måling av EMG på m. vastus lateralis og m. biceps femoris på begge ben. Deretter gjennomførte deltagerne en maksimal muskelstyrketest (MVC) som bestod av isometrisk knefleksjon og kneekstensjon, etterfulgt av BBS kortversjon (tabell 3.2). Påfølgende ble EMG utstyr tatt av deltagerne, før de utførte isometrisk benpress. Avslutningsvis gjennomførte RMS-gruppen 10MWT og TUG. Prosedyren ble gjennomført i fast rekkefølge, og var lik for alle deltagerne. Testene ble utført i løpet av en enkelt økt på omtrent 1,5 time. Etter behov fikk forsøkspersonene hvile 5 minutter mellom de forskjellige testene. Følgende data ble samlet inn for alle forsøkspersoner: Kjønn, alder, høyde og vekt. I tillegg ble tidspunkt etter skade, skadenivå, AIS og motorscore samlet inn for RMS gruppen. Dersom disse dataene ikke fantes i deltagerens journal ble deltagerne spurt om dette før testingen, og deretter ble dataene registret.

3.5 Målemetoder

3.5.1 Maksimal muskelstyrke

Den isometriske styrketesten bestod av knefleksjon, kneekstensjon, samt benpress.

Knefleksjon og kneekstensjon ble gjennomført i en tilpasset stol, der deltagerne ble stropet fast med belter rundt hofter og over trunkus for å minimere medbevegelser. Testen ble utført unilateralt, med 90° knefleksjon. Ankelen ble festet til kraftsensor (MuscleLab, Ergotest Innovations, Stathelle, Norway) som var montert på veggen. Kraftsensoren målte den maksimale voluntære (isometriske) kraften som ble utført. Kraften ble målt og registret i Newton (N). Deltagerne gjennomførte tre forsøk på hver muskelgruppe (høyre knefleksjon, venstre kneekstensjon, høyre kneekstensjon og venstre knefleksjon) med 1 minutt pause mellom hvert forsøk. Styrketesten fulgte en standard protokoll som benyttes ved denne type testing av pasienter ved sykehuset. Benpress ble utført bilateralt, der deltakerne presset mot en kraftplate (MuscleLab, Ergotest Innovations, Stathelle, Norway). Seteposisjon for hvert individ ble endret slik at de fikk en hensiktsmessig posisjon (75° knefleksjon). Deltakerne fikk først teste øvelsen på submaksimal intensitet, deretter fikk de tre forsøk, hvor det høyeste godkjente utførte repetisjon ble satt som gyldig resultat. Visuell tilbakemelding ble vist på en dataskjerm og forsøkspersoner ble muntlig oppmuntret gjennom hver test.

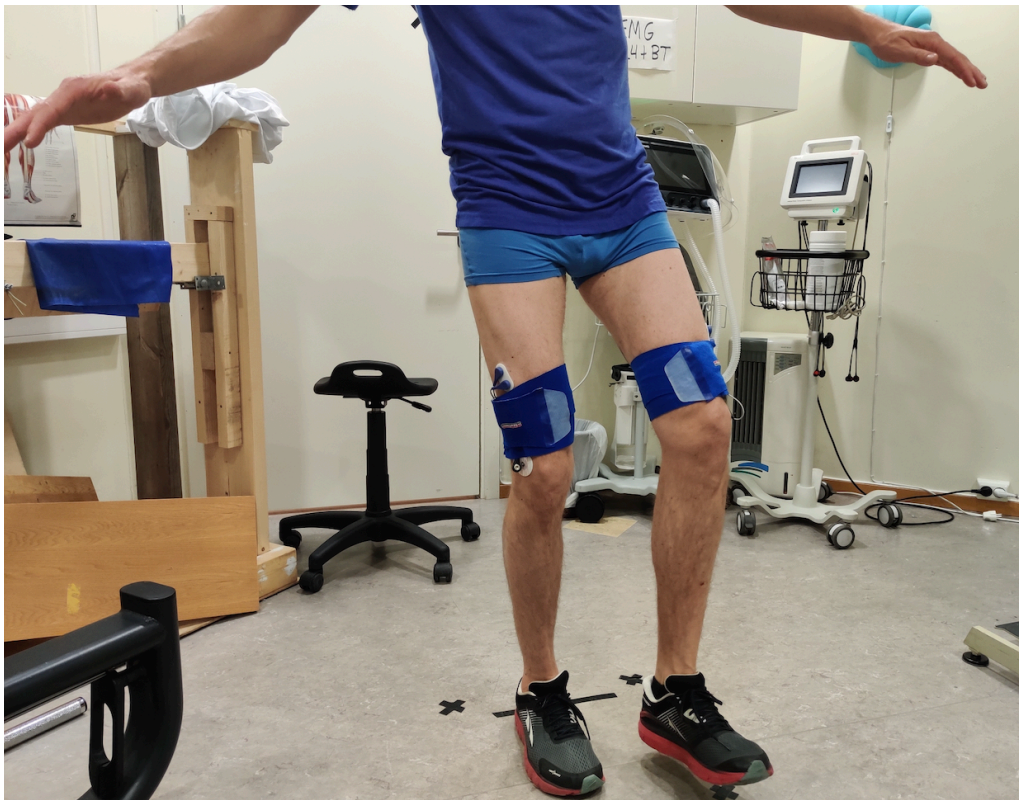


Figur 3.1: Viser utførelsen av en maksimal voluntær kontraksjon under en knefleksjon. Ankelen er festet i en kraftsensor (MuscleLab, Ergotest Innovations, Stathelle, Norway) montert på veggen.

3.5.2 Balanseferdigheter

Berg balanseskala

BBS kortversjon ble gjennomført med samtidig målinger av EMG. Hver deltest kunne gi fem forskjellige poengutfall, hvor deltagerne ble rangert mellom 0-4, hvor 0 tilsa at deltageren ikke klarte å utføre oppgaven, og 4 tilsa at deltageren klarte å utføre gitt oppgave (tabell 3.2) (Berg et al., 1992; Hiengkaew et al., 2012; Wolf et al., 1999). De ble gradert gjennom tid, grad av selvstendighet, eller tilsyn. Var testpersonell usikker mellom to poeng, ble det laveste poenget gitt (Bergland et al., 2004). Total poengsum varierte fra 0-28. Det ble merket opp med svart tape på gulvet (figur 3.2), og markert opp avstanden mellom 5 - 25 cm for tyngdeforskyvning fremover, slik at øvelsene skulle være så like som mulig for alle deltagerne.



Figur 3.2: Viser et eksempel på hvordan elektrodene er festet under øvelsen «stå på et ben» på Berg balanseskala

Tabell 3.2: Berg balanseskala kortversjon

Bergbalanse skala kortversjon			
Nr.	Navn på testen	Forklaring	Poeng (0-4).
1.	Sittende til stående	Deltager skal reise seg opp. Der de skal forsøke å ikke benytte hendene som støtte	4: Kan reise seg opp uten å bruke hendene og finner selv balansen 3: Kan reise seg opp på egen hånd med hjelp av hendene 2: Kan reise seg opp med hjelp av hendene etter flere forsøk 1: Trenger minimal hjelp av en person for å reise seg opp eller for å finne balansen 0: Trenger middels eller maksimal hjelp av en eller flere personer for å reise seg opp
2.	Stående med lukkede øyne	Deltagerne skal forsøke å stå stille og lukke øynene i 10 sekunder	4: Kan stå sikkert i 10 sekunder 3: Kan stå i 10 sekunder med tilsyn 2: Kan stå i 3 sekunder 1: Står stille, men må åpne øynene i løpet av 3 sekunder 0: Trenger hjelp for ikke å falle
3.	Strekke seg fremover med utstakt arm	Deltagerne skal løfte armen til 90 grader, med fingrene helt utstragt. Deretter skal de strekke seg fremover så langt de klarer.	4: Kan strekke seg fremover mer enn 25 centimeter på en sikker måte 3: Kan strekke seg fremover mer enn 12 centimeter på en sikker måte 2: Kan strekke seg fremover mer enn 5 centimeter på en sikker måte 1: Strekker seg fremover, men trenger tilsyn 0: Mister balansen ved forsøket/trenger ytre støtte
4.	Ta opp noe fra gulvet	Deltagerne skal plukke opp en gjenstand som ligger foran føttene deres	4: Kan ta opp gjenstanden på en enkelt og sikker måte 3: Kan ta opp gjenstanden men trenger tilsyn 2: Kan ikke ta opp gjenstanden, men når 2,5– 5 cm fra gjenstanden og vedlikeholder balansen 1: Kan ikke ta opp gjenstanden og trenger tilsyn under forsøket 0 : Mister balansen ved forsøket/trenger ytre støtte

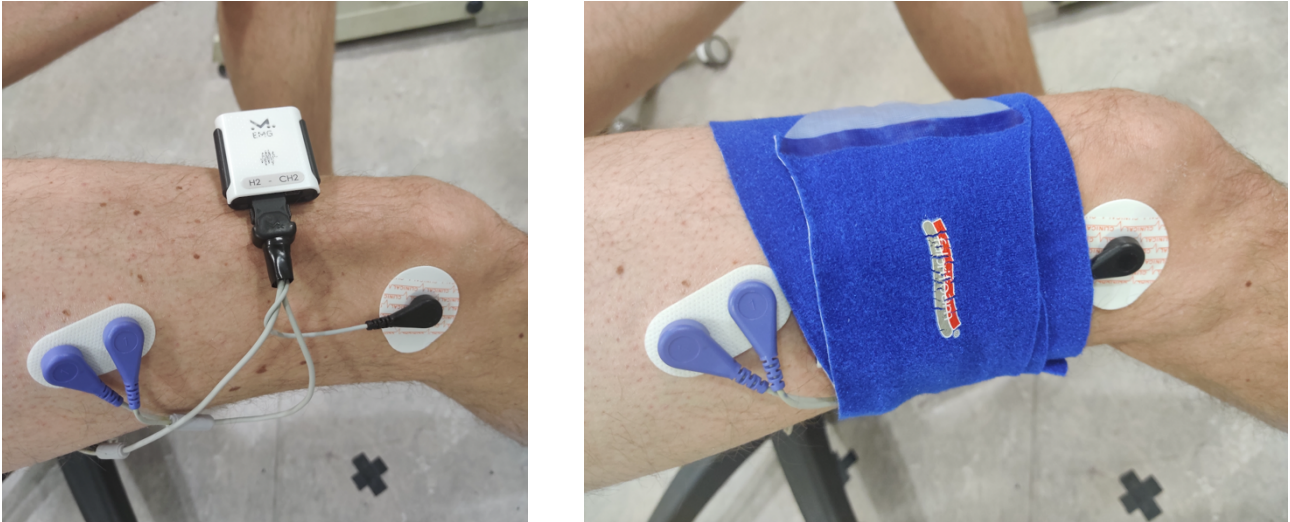
5. Vri seg og titte bakover	Deltagerne skal vri kroppen og se bak over venstre skulder. Deretter gjøre det samme over høyre skulder.	4: Ser bak seg til begge sider og roterer i hele kroppen og det foregår “tyngdeoverføring” 3: Ser bak seg til den ene siden, har mindre rotasjon til den andre siden 2: Vrir seg bare til siden, men opprettholder balansen 1: Trenger tilsyn under utførelsen 0: Trenger støtte for ikke å miste balansen eller falle.
6. Stå med en fot fremfor den andre	Deltagerne skal sette den ene foten rett foran den andre i en tandemstilling. Om dette ikke lar seg gjøre kan de sette foten rett foran den andre, hvor de prøver å sette foten så langt frem at hælen på den forreste foten er lenger fram enn den bakerste fotens tær.	4: Kan selv plassere føttene i tandemstilling og stå der i 30 sekunder 3: Kan selv sette en fot foran den andre og stå der i 30 sekunder 2: Kan selv flytte en fot et lite skritt fram og stå der i 30 sekunder 1: Trenger hjelp med å flytte en fot fram, men kan stå i stillingen i 15 sekunder 0: Mister balansen under steget eller i stillingen
7. Stå på et ben	Deltagerne skal stå på et ben så lenge de kan uten støtte	4: Kan selv løfte benet og stå der i 10 sekunder 3: Kan selv løfte benet og stå der i 5 sekunder 2: Kan selv løfte benet og stå der i 3 sekunder 1: Forsøker å løfte benet, men kan ikke stå på ett ben i 3 sekunder, men kan likevel stå på egenhånd 0: Kan ikke eller forsøker ikke å løfte benet, eller trenger hjelp for ikke å falle

Hentet fra Chou et al. (2006), oversatt av Bergland et al. (2004).

3.5.3 Muskelaktivering

EMG ble innhentet fra m. vastus lateralis og m. biceps femoris ved å benytte pre-gelerte elektroder (Dymedix diagnostics, Shoreview, MN, USA) på begge ben (figur 3.3). Før elektrodene ble festet på huden ble det fjernet hår fra deltagerne, for å forbedre adhesjonen til elektrodene (Hermens et al., 2000; Konrad, 2005). Deretter ble det benyttet et fint sandpapir, hvor testpersonell benyttet et mykt og kontrollert trykk i 3 eller 4 sveip, for at elektroden skulle få bedde kontakt med huden. Til slutt ble området desinfisert med en alkoholsveip (75% alkohol), det ble også her benyttet 3 til 4 sveip, for å unngå artifakter, støy og for å oppnå optimale målinger (Hermens et al., 2000; Konrad, 2005). Det ble også festet en elektrode på et elektronisk nøytralt område (epicondylus lateralis femoris) for å unngå støy (Kamen, 2013; Konrad, 2005). Elektrodene ble festet parallelt med fiberretningen til muskelen, og ble satt på

av samme testpersonell for alle deltakere. Elektrodene og senderen ble festet med et elastisk blått bånd (figur 3.3) slik at det ikke var i veien under utførelsen av øvelsene.



Figur 3.3: Viser påmonterte elektroder på *m. vastus lateralis*, samt en elektrode på *epicondylus lateralis femoris*.

3.5.4 Funksjonelle tester

10 meter gangtest

10MWT ble gjennomført for kun deltagere i pasientgruppen. Det ble foretatt måling for både gange i selvvalgt hastighet og med gange i maksimal hastighet. Testen ble utført to ganger for hver hastighet. Den ble gjennomført i en korridor på sykehuset, hvor det var merket opp et startpunkt og stopp-punkt på 10 meter og ble utført på flatt underlag. Testen ble gjennomført med en statisk start (Amatachaya et al., 2020) og ble målt i sekunder, men ble deretter regnet om til meter per sekund (m/s). Det ble deretter regnet ut gjennomsnittstid for både selvvalgt hastighet og en gjennomsnittstid for maksimal hastighet (Lemay et al., 2009). Deltagerne benyttet joggesko eller gikk uten sko (Arnadottir & Mercer, 2000). Valg av fottøy og hjelpemiddel ble dokumentert før gjennomføring, der henholdsvis to deltagere gikk uten fottøy, og en deltager benyttet hjelpemidler. Testen ble gjennomført med samme utstyr samt lokalisering for alle deltagere.

Timed up and go

TUG ble gjennomført for kun deltagere i RMS-gruppen. Deltagerne ble bedt om å reise seg fra en stol (på 46 cm, med armlener), gå 3 meter, gå tilbake til stolen, og deretter sette seg ned (Podsiadlo & Richardson, 1991). Det ble merket opp med sort tape tre meter unna de første stolbenene. Testen ble gjennomført tre ganger, hvor den første runden var en tilvenningsrunde, deretter to ganger med tidsmåling i maksimal hastighet (Podsiadlo & Richardson, 1991). Tiden ble tatt fra da pasientene reiste seg til de satt seg ned igjen (Freter & Fruchter, 2000; Langhammer & Lindmark, 2007). Det ble deretter beregnet gjennomsnitt av de to målingene (Helbostad et al., 2004; Steffen et al., 2002). Testpersonell sikret at pasienten ikke falt underveis. Pasientene brukte sko om ønskelig og foretrukket ganghjelpemiddelet (Podsiadlo & Richardson, 1991). Valg av fottøy og hjelpemiddel ble dokumentert før gjennomføring, der henholdsvis to deltagere gikk uten fottøy, og en deltager benyttet hjelpemidler. Testen ble gjennomført med samme utstyr samt lokalisering for alle deltagere

Spinal Cord Independent Measure (SCIM) III

SCIM III er en funksjonsskala utviklet spesielt for pasienter med RMS for å gjøre funksjonelle vurderinger av pasienter med paraplegi eller tetraplegi (Itzkovich et al., 2018). SCIM III inneholder 19 oppgaver organisert i ulike funksjonsområder: Egenomsorg, respirasjon, lukkemuskelkontroll, samt mobilitet (vedlegg 5) (Catz et al., 1997; Itzkovich et al., 2018). Hvert område ble rangert mellom 1-10, der poengsummen kunne variere fra 0-100. Deltagerne svarte på SCIM III spørreskjema forut for testene. Vi utelukket spørsmål under kategorien blære, tarm, samt bruk av toalett, ettersom disse kategoriene ikke var avgjørende i denne studien. Deltagerne fikk derfor en samlet poengsum mellom 0-70. Deltagerne svarte selvstendig på undersøkelsen, men hadde tilgang til kvalifisert personell dersom de hadde spørsmål.

3.6 Etiske hensyn

Alle deltakerne signerte et samtykkeskjema forut for studien. Deltagerne med RMS (vedlegg 1) og kontrollgruppen (vedlegg 2) mottok spesifikke skjemaer. Studien ble gjennomført i henhold til Helsinki-deklarasjonen og ble godkjent av Regionale komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK), avdeling sør-øst (referansenummer: 352478) (vedlegg 8).

Prosjektet er også godkjent av Norsk senter for forskningsdata AS (NSD) (referansenummer: 637499) (vedlegg 6), samt Personvernombudet ved Sunnaas sykehus.

3.7 Dataanalyse og statistikk

Datainnsamling for isometrisk stryketest og BBS ble registret gjennom MuscleLab (MuscleLab, Ergotest Innovations, Stathelle, Norway) og overført til Microsoft Excel (2021, Version 16.57) som et anonymisert datasett. Det ble beregnet gjennomsnittet av EMG signalet ved å bruke et flytende gjennomsnitt på 50 millisekunder (Konrad, 2005). Databehandlingen ble gjort ved bruk av IBM SPSS Statistics (28.0.0.0). Deskriptiv analyse ble benyttet for å beskrive deltakernes karakteristikk. Det ble undersøkt om de kontinuerlige variablene var normalfordelte. Mål på samling og spredning er presentert som gjennomsnitt og standardavvik i tabeller, om ikke annet er kommentert. Ved å på samvariasjonen mellom muskelaktivering, muskelstyrke og balanseferdigheter ble Pearson korrelasjonsanalyser benyttet. For å sammenligne deltakerne med ryggmargskade med friske kontroller, ble det benyttet en uavhengig t-test. Signifikansnivået ble satt til 5 % ($p < 0,05$).

Korrelasjonskoeffisienten ble satt til ingen- (0,0-0,09), liten- (0,1-0,3), moderat- (0,3-0,5) og sterk- (0,5-1,0) korrelasjon. Figurer og tabeller ble laget i GraphPad Prism 9 (Graphpad Software, Inc., La Jolla, CA, USA) og Microsoft Word (2021, Version 16.56).

4. Resultater

I dette kapitlet vil resultatene fra studien bli presentert. Kapitlet innledes først med en skjematisk oversikt over deltakerne i prosjektet, deretter vil de aktuelle testresultatene bli presentert for å besvare oppgavens problemstilling.

4.1 Karakteristika av deltagerne

Utvalget i studien bestod av 15 personer med inkomplett RMS, samt 15 personer i en frisk kontrollgruppe. Deltagerne med RMS bestod av 13 menn og 2 kvinner i alderen 22-71 år, med en gjennomsnittsalder på 52 (15,4) år. Utvalget bestod av flest personer med AIS D (n=12), to personer hadde AIS A, sensorisk komplett, men motorisk inkomplett, og en deltager var klassifisert med AIS C. Tid etter skade varierte, der gjennomsnittstiden var 155,1 (141,9) måneder (tabell 4.2).

Tabell 4.1: Demografiske egenskaper presentert i gjennomsnitt (SD).

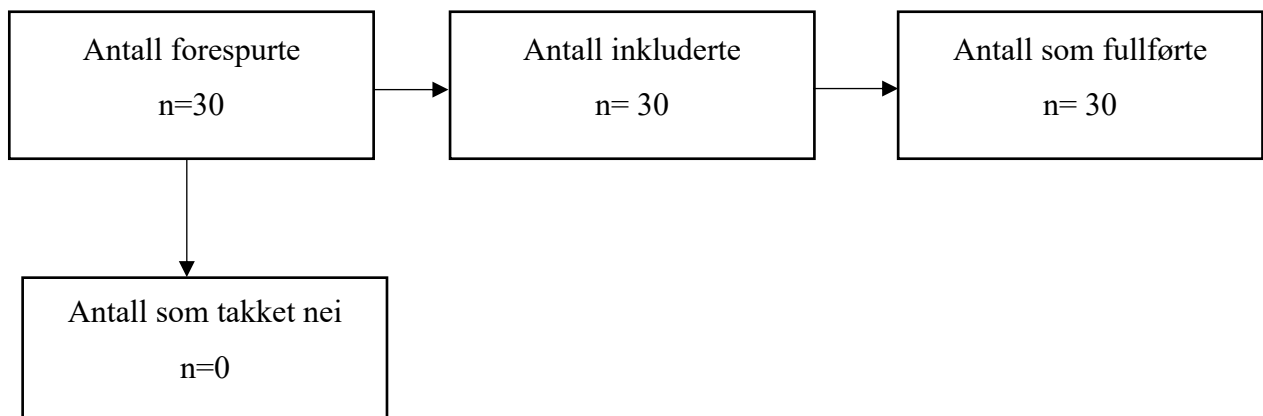
	RMS	Kontroll
Demografi	n=15	n=15
Kjønn (menn/kvinner)	13 / 2	13 / 2
Alder (år)	52 (15,4)	50 (12,5)
Høyde (cm)	182 (0,1)	180 (0,1)
Kroppsvekt (kg)	88 (13,6)	83 (15)
KMI	27 (3,3)	25 (3,4)

Det var ingen signifikante forskjeller mellom RMS- og kontrollgruppen i kjønn, alder, eller KMI, dette indikerer at de inkluderte er vellykket matchet. SD, standardavvik; RMS, ryggmargsskade; n, antall; cm, centimeter; kg, kilogram; KMI, kroppsmasseindeks.

Tabell 4.2: Skadespesifikke parametere av deltagerne med inkomplett ryggmargsskade

ID	Kjønn	Alder	Årsak	AIS	Skadenivå	Tid etter skade (mnd)	LEMS	UEMS	SCIM III	Mobilitet Status (>100m)
1	M	20-25	A	D	Th7-Th11	198	36	50	69	Ingen hjelpemidler
2	M	30-35	T	D	C8	42	50	50	70	Ingen hjelpemidler
3	M	60-65	T	D	Th12	432	40	50	65	Hjelpemidler
4	M	40-45	A	D	Th4	12	50	50	69	Ingen hjelpemidler
5	M	60-65	T	D	C2	174	47	49	70	Ingen hjelpemidler
6	M	20-25	T	D	C4	48	47	44	64	Ingen hjelpemidler
7	M	60-65	T	D	C2	1	50	46	70	Ingen hjelpemidler
8	M	50-55	T	D	L2	432	41	50	69	Ingen hjelpemidler
9	K	60-65	A	D	C8	121	43	48	70	Ingen hjelpemidler
10	M	55-60	A	A ^B	L5	88	50	50	70	Ingen hjelpemidler
11	M	45-50	T	A ^B	Th9	84	50	50	54	Rullestol
12	M	60-65	T	D	Th1	18	49	49	67	Hjelpemidler
13	M	70-75	T	D	C4	0,8	50	50	69	Ingen hjelpemidler
14	K	50-55	A	D	Th4	60	40	50	57	Hjelpemidler
15	M	65-70	A	C	Th5	16	45	50	61	Hjelpemidler

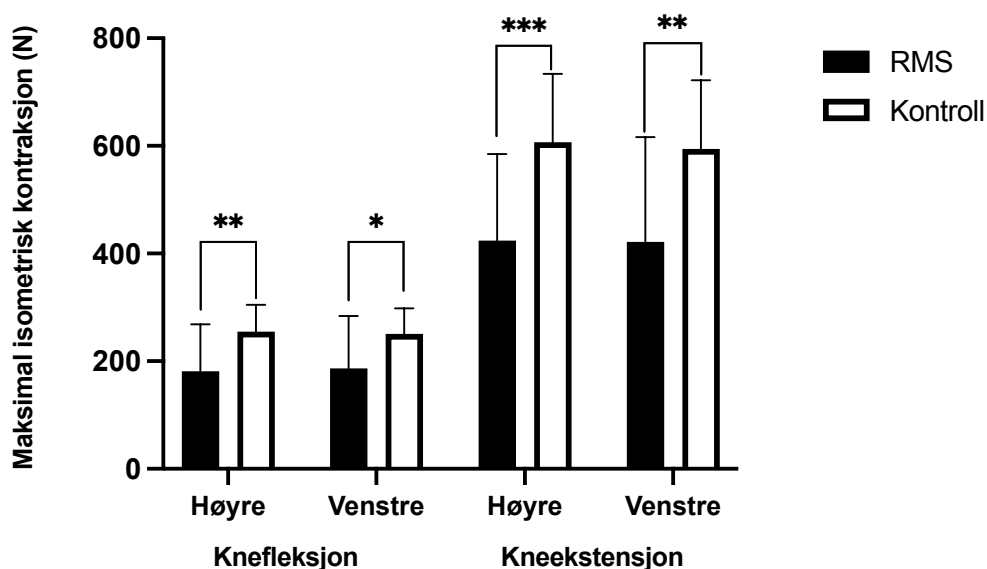
ID, identifikasjon; M, mann; K, kvinne; Alder, presentert i 5års intervaller for anonymisering, LEMS, lower extremity motor score; UEMS, upper extremity motor score; T, Traumatisk; A, atraumatisk; C, cervical; Th, thorakal; L, lumbal; S, sacral; ^B, sensorisk komplett, men motorisk inkomplett; SCIM III, SCIM III spørreskjema sumscore.



Figur 4.1: Flytskjema av forespørsel om inklusjon i studien.

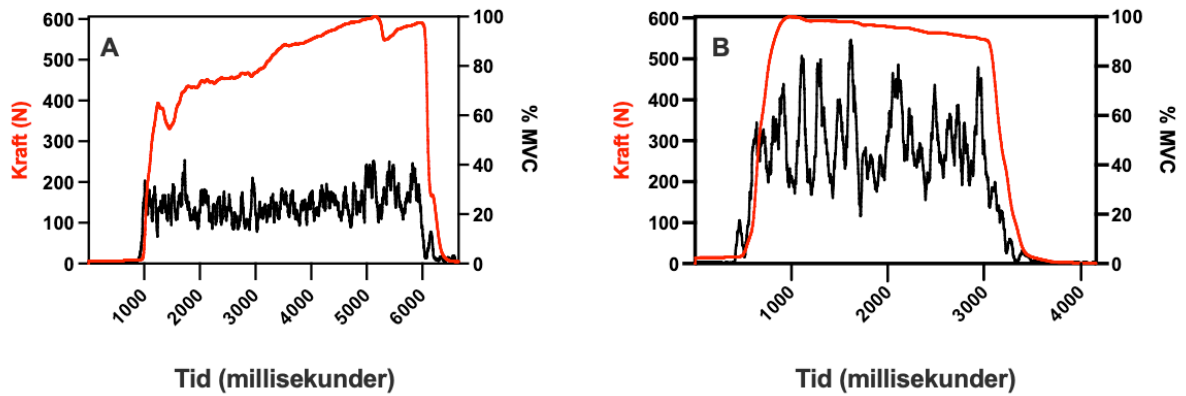
4.2 Maksimal muskelstyrke i underekstremitetene

I Figur 4.2 fremstilles forskjellen mellom maksimal muskelstyrke for knefleksjon og kneekstensjon for personer med inkomplett RMS og friske alders- og kjønnsmatchende kontroller. Det var en signifikant forskjell mellom deltagerne i RMS-gruppen og kontrollgruppen, hvor kontrollgruppen hadde gjennomsnittlig høyere kraft i henholdsvis knefleksjon 37 % (høyre $p=0,005$; venstre $p=0,019$), og 42 % i kneekstensjon (høyre $p=0,001$; venstre $p=0,004$) enn RMS-gruppen.



Figur 4.2: Forskjellen mellom maksimal isometrisk kontraksjon i øvelsen knefleksjon og kneekstensjon målt i newton, for RMS pasienter og kontroller; RMS, ryggmargsskade; N, newton; Antall stjerner (*) indikerer resultatets signifikansnivå. Hvor (*) $p < 0,05$ og (**) $p < 0,01$, (***) $p < 0,001$.

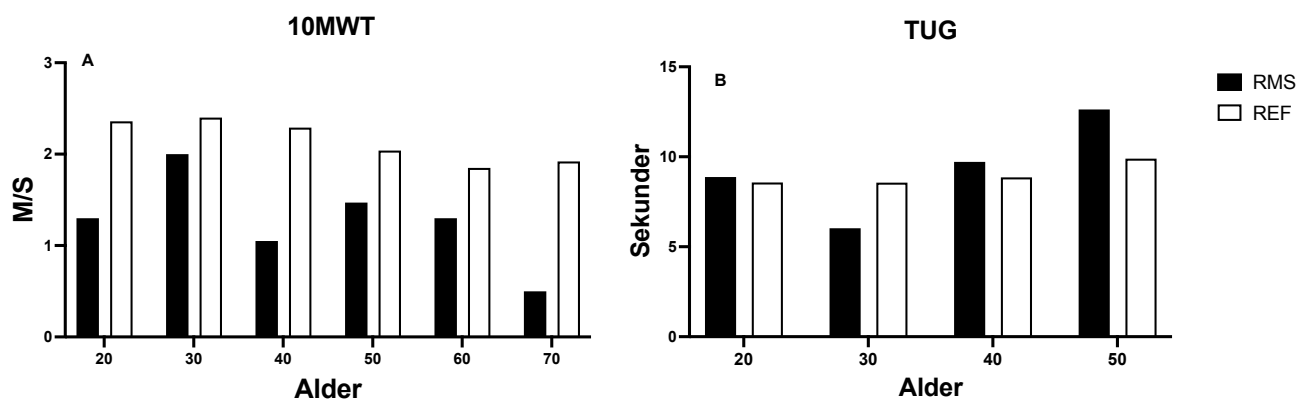
Figur 4.3 viser MVC og muskelaktivering i høyre m. vastus lateralis under en ekstensjon for en deltager i RMS-gruppen og en i kontrollgruppen som benyttet omtrent lik kraft under kneekstensjon. Punktet der deltagerne generer høyest kraft, blir satt som høyest muskelaktivitet i muskelen, som videre blir benyttet for å regne ut prosent av MVC.



Figur 4.3: Presenterer forholdet mellom kraft målt i Newton (rød) og EMG (svart) av høyre m. vastus lateralis under MVC for kneekstensjon for en deltager med RMS (A) og en deltager i kontrollgruppen (B) som benyttet omtrent lik kraft. N, Newton; MVC, maksimal voluntær kontraksjon.

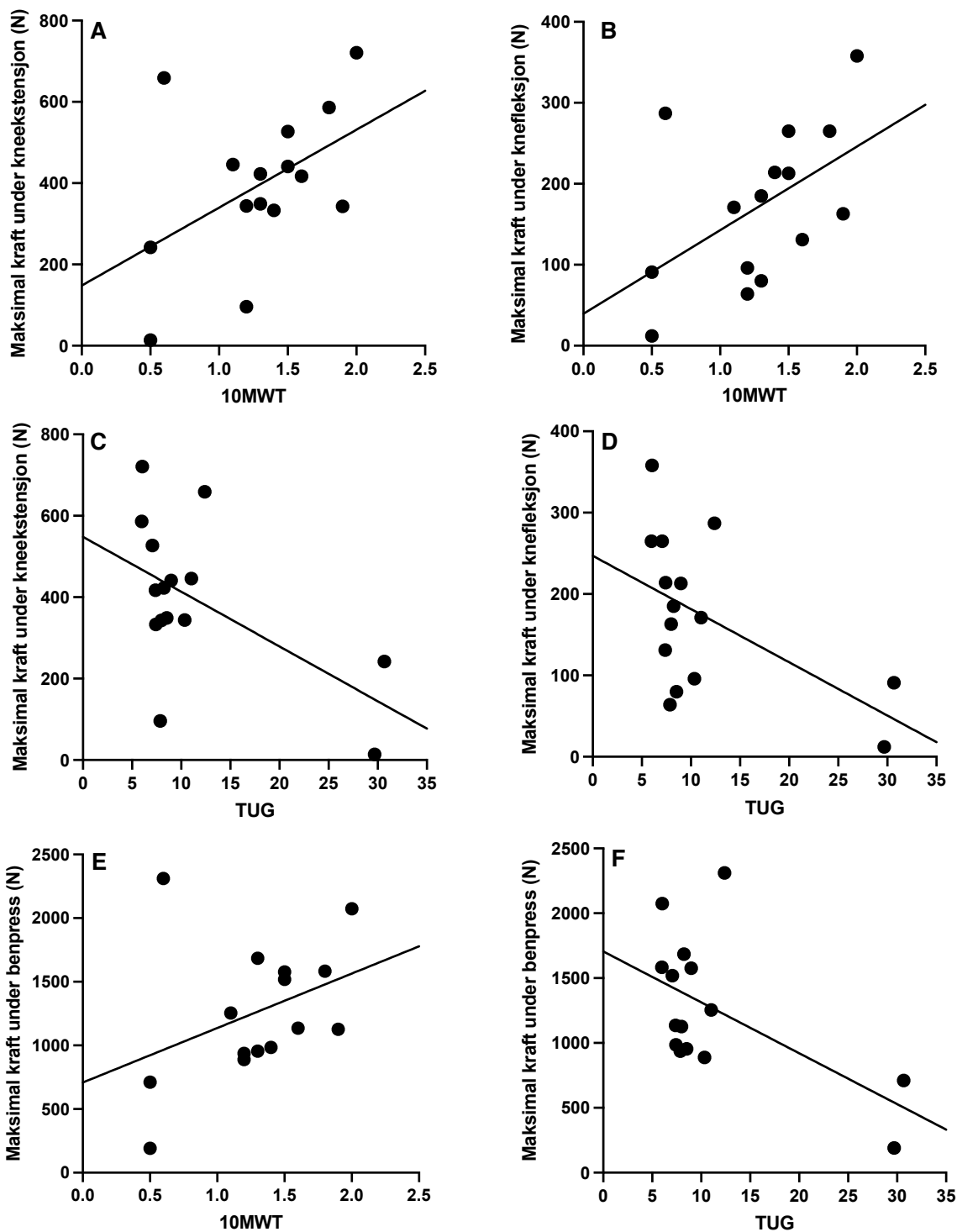
4.3 Funksjonelle tester

Figur 4.4 viser sammenligning mellom tid på 10MWT og TUG, sammenlignet med referanseverdier som benyttes ved Sunnaas sykehus. Disse referanseverdiene for friske personer indikerer at deltagerne med RMS i vår studie benytter en lavere hastighet for både 10MWT og TUG.



Figur 4.4: (A); 10 meter gangtest presentert i tiår og meter per sekund for personer med RMS og referanseverdier hentet fra Bohannon (1997), og (B); Time up and go presentert i tiår og sekunder for personer med RMS og referanseverdier hentet fra Kear et al. (2017) (B); RMS, ryggmargskade; M/S, meter per sekund; REF, referanseverdi.

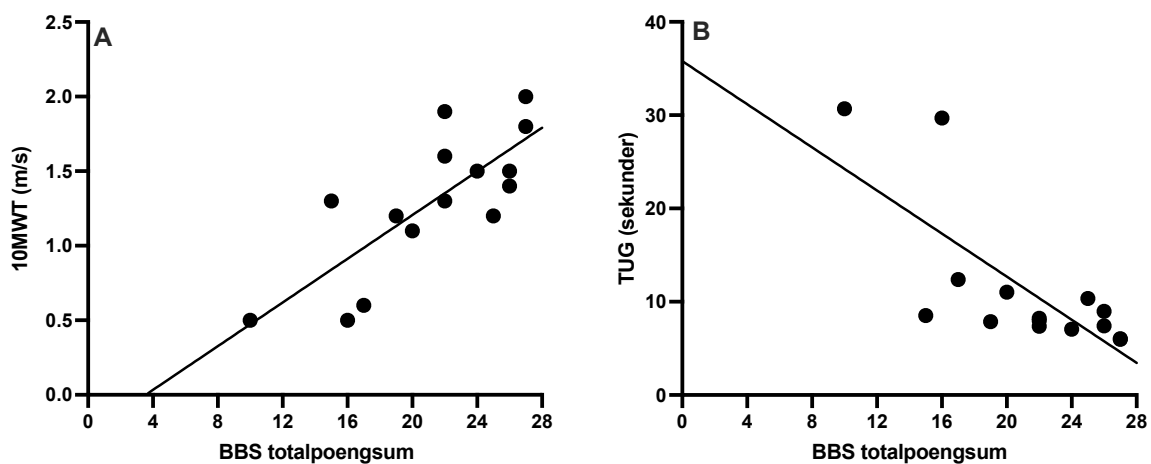
Figur 4.5 fremstiller Pearsons korrelasjon mellom gjennomsnitt fra knefleksjon, kneekstensjon, samt benpress for 10MWT og TUG. Det var ingen signifikant korrelasjon for 10MWT og benpress ($p=0,172$) for personer med inkomplett RMS, men det var en tendens til denne korrelasjonen for knefleksjon ($p=0,53$), samt kneekstensjon ($p=0,073$). Det var derimot en signifikant korrelasjon mellom TUG og knefleksjon ($p=0,039$), kneekstensjon ($p=0,031$) og benpress ($p=0,027$). Hvor korrelasjonskoeffisienten på knefleksjon $r=0,2$, benpress $r=0,1$ og 10MWT viste en liten korrelasjon, der knefleksjon $r=0,3$ og 10MWT viste en moderat korrelasjon. I tillegg viste korrelasjonskoeffisienten en moderat negativ korrelasjon mellom knefleksjon $r=-0,3$, kneekstensjon $r=-0,3$, benpress $r=-0,3$.



Figur 4.5: Fremstilling av korrelasjonen mellom 10MWT (A,B,E) og TUG (C, D, F) med styrke i underekstremitetene. 10MWT, 10 meter gangtest; TUG, timed up and go; N, newton

4.4 Sammenheng mellom deltagerens balanse og gangfunksjon

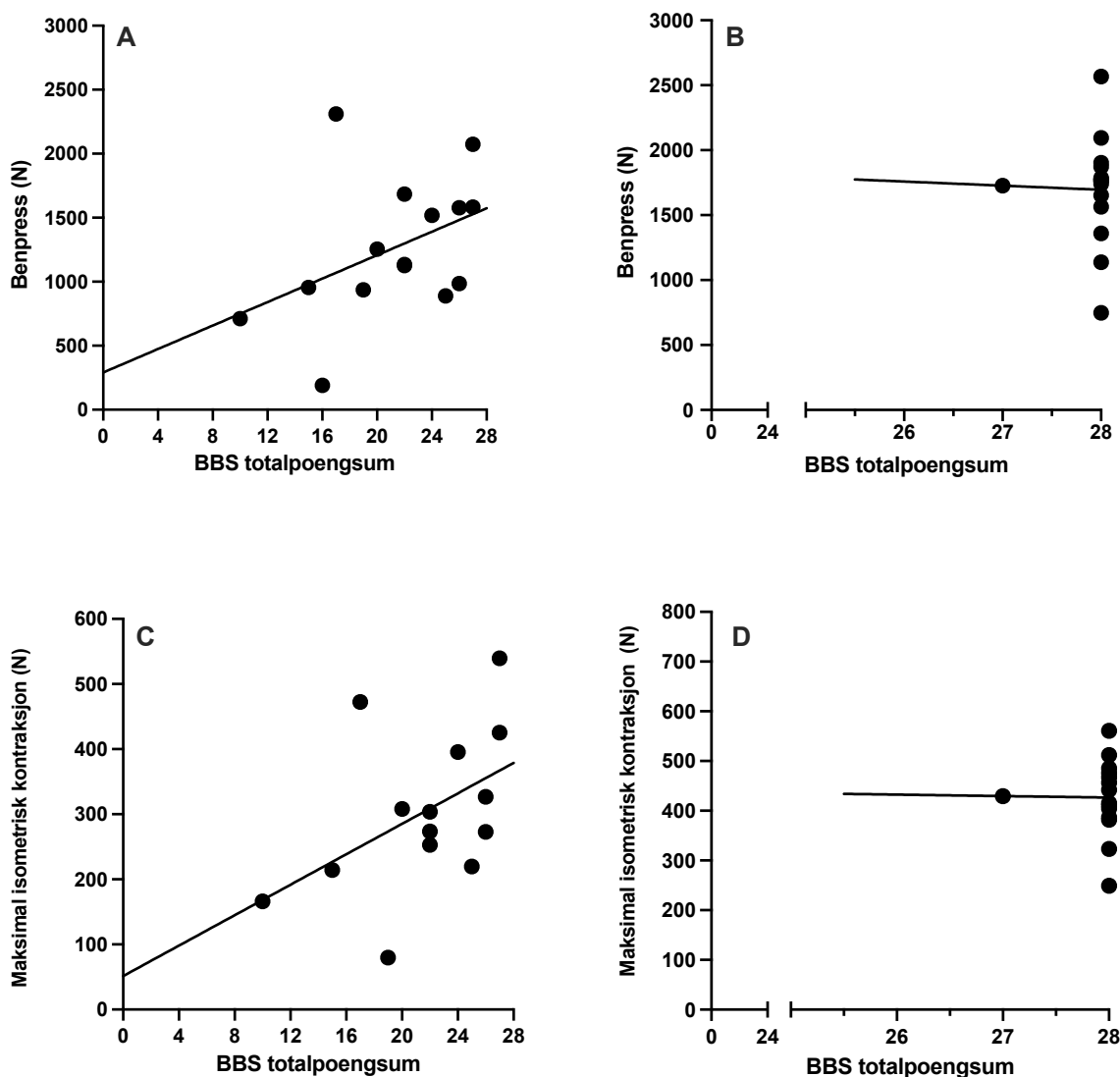
Figur 4.6 fremstiller sammenheng mellom balanse, målt med BBS og gangfunksjon, målt med 10MWT og TUG for deltagerne med RMS. Det var en signifikant korrelasjon mellom BBS og hhv. 10MWT ($p < 0,001$) og TUG ($p = 0,003$), hvor korrelasjonskoeffisienten mellom BBS og 10MWT viste en sterk positiv korrelasjon $r = 0,6$, samt en sterk negativ korrelasjon mellom BBS og TUG $r = -0,5$.



Figur 4.6: Forholdet mellom berg balanseskala og 10 meter gangtest (A) og timed up and go (B) for pasienter med ryggmargskade. 10MWT, 10 meter gangtest; m/s, meter per sekund; TUG, timed up and go; BBS, Berg balanseskala.

4.5 Sammenhengen mellom muskelkraft og BBS

Figur 4.7 fremstiller sammenhengen mellom deltagerens balanse målt med BBS og maksimal voluntær isometrisk muskelkraft i underekstremitetene i RMS-gruppen og kontrollgruppen. Det var en signifikant forskjell mellom deltagerne i RMS-gruppen og kontrollgruppen for maksimal muskelkraft og BBS for henholdsvis høyre knefleksjon ($p=0,018$); høyre ($p=0,002$) og venstre ($p=0,014$) kneekstensjon. Det var kun en tendens til denne forskjellen under venstre knefleksjon ($p=0,056$), samt benpress ($p=0,53$).



Figur 4.7: Forholdet mellom BBS og maksimal isometrisk muskelstyrke i benpress for RMS pasienter (A) og kontroller (B), samt et gjennomsnitt av kraft for knefleksjon og kneekstensjon for RMS pasienter (C) og kontroller (D). N, newton; BBS, Berg balanseskala; RMS, ryggmargskade.

4.6 Sammenheng mellom deltagerens balanse og muskelaktiveringsnivå i hhv. m. vastus lateralis og m. biceps femoris

Tabell 4.3 presenterer forskjeller i % av MVC under BBS. Deltagerne i RMS-gruppen benyttet henholdsvis mer muskelaktivering enn deltagerne i kontrollgruppen i m. vastus lateralis og m. biceps femoris under øvelsene: Sittende til stående (BBS 1) (~ 5 - 26%); stående med lukkede øyne (BBS 2) (~ 18 - 22%); strekke seg fremover (BBS 3) ~ (21 - 33%); vri seg og titte bakover (BBS 5) (~ 15 -19%); stå på et ben (BBS 7) (~ 20 - 35%). Under øvelsen hvor deltagerne skulle ta opp en gjenstand fra gulvet (BBS 4) og stå med en fot fremfor den andre (BBS 6), brukte kontrollgruppen mer muskelaktivitet enn RMS-gruppen i høyre m. vastus lateralis i begge testene (henholdsvis -19 – 19%, og -3 – 28%).

Tabell 4.3: Beskriver hvor mye prosent av maksimal muskelkraft deltagerne benyttet under de ulike øvelsene på BBS, samt forskjellen mellom gruppene. Målt i høyre og venstre m. vastus lateralis og m. biceps femoris.

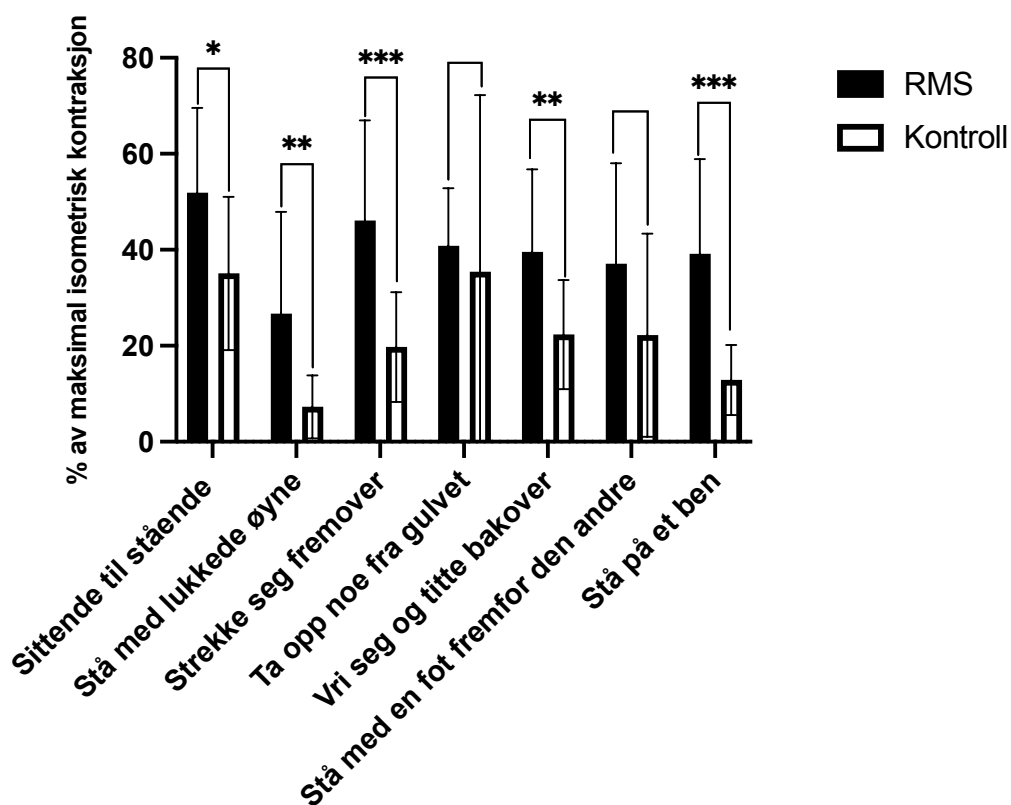
BBS Test	Muskel	Høyre/ venstre	% av MVC RMS	% av MVC Kontroll	Prosentvis forskjeller i gjennomsnitt	Signifikans -nivå	95 % konfidensintervall	
							Lower	Upper
Sittende til stående	Biceps femoris	Høyre	46	20	26%	0,001**	12	40
		Venstre	40	35	5%	0,800	-34	44
	Vastus lateralis	Høyre	65	45	19%	0,033*	2	37
		Venstre	53	39	15%	0,0056*	-0,4	30
Stå med lukkede øyne	Biceps femoris	Høyre	28	6	22%	0,012*	6	38
		Venstre	30	12	18%	0,130	-6	42
	Vastus lateralis	Høyre	24	6	18%	0,004**	6	30
		Venstre	24	5	20%	0,005**	7	32

Strekke seg frem med utstrakt arm	Biceps	Høyre	56	23	33%	0,002**	14	51
	femoris	Venstre	47	26	21%	0,085	-3	46
	Vastus	Høyre	37	13	26%	<0,001***	13	39
	lateralis	Venstre	41	16	25%	0,016*	5	45
Plukke opp en gjenstand fra gulvet	Biceps	Høyre	39	20	19%	0,018*	4	35
	femoris	Venstre	35	26	9%	0,376	-11	28
	Vastus	Høyre	48	66	-19%	0,637	-98	61
	lateralis	Venstre	41	30	11%	0,144	-4	27
Vri seg å titte bakover	Biceps	Høyre	42	26	15%	0,089	-2	33
	femoris	Venstre	51	32	19%	0,146	-7	45
	Vastus	Høyre	34	17	17%	0,016*	3	31
	lateralis	Venstre	31	13	18%	<0,001***	9	26
Stå med en fot fremfor den andre	Biceps	Høyre	42	14	28%	0,004**	11	45
	femoris	Venstre	35	21	14%	0,160	-6	35
	Vastus	Høyre	37	40	-3%	0,887	-49	43
	lateralis	Venstre	33	13	20%	0,013*	5	36
Stå på et ben	Biceps	Høyre	42	18	24%	0,007**	7	40
	femoris	Venstre	50	15	35%	0,001**	16	54
	Vastus	Høyre	37	11	26%	<0,001***	13	39
	lateralis	Venstre	27	7	20%	0,005**	8	39

BBS, Berg balanseskala; MVC, maksimal voluntær muskelkontraksjon; Antall stjerner (*) indikerer resultatets signifikansnivå. Hvor (*) $p < 0,05$, (**) $p < 0,01$, (***) $p < 0,001$.

4.7 Sammenheng mellom deltagerens balanse og maksimal voluntær isometrisk muskelkraft i underekstremitetene

Figur 4.8 presenterer gjennomsnitt av %MVC i m. vastus lateralis og m. biceps femoris for personer med inkomplett RMS og kontrollgruppe under gjennomføring av BBS. Det var en signifikant forskjell mellom deltagerne i RMS-gruppen og kontrollgruppen i øvelsen hvor deltagerne skulle reise seg (BBS 1) ($p=0,016$), stå med lukkede øyne (BBS 2) ($p=0,007$), strekke seg fremover (BBS 3) ($p<0,001$), vri seg og titte bak (BBS 5) ($p=0,004$), samt stå på en fot (BBS 7) ($p<0,001$). Det var derimot en tendens til mer muskelaktivering i testen hvor deltagerne skulle stå med en fot fremfor den andre (BBS 6) ($p=0,074$). Under testen å ta opp en gjenstand fra gulvet var det ingen forskjell (BBS 4) ($p=0,615$).



Figur 4.8: Beskriver maksimal muskelaktivering (%MVC) under BBS for RMS og kontroll gruppen. Eksempelvis brukte deltagerne med RMS, når de står på et ben, omtrent 40% MVC, mens friske kontroller brukte omtrent 10% MVC under samme aktivitet. RMS, ryggmargsskade; Antall stjerner (*) indikerer signifikansnivå: (*) $p < 0,05$, (**) $p < 0,01$, (***) $p < 0,001$.

5. Diskusjon

Hensikten med denne studien var å undersøke om muskelstyrke, samt muskelaktivering i store muskelgrupper i underekstremiteten påvirker balanseferdighetene til personer med inkomplett ryggmargskade. Herunder om det fantes forskjeller mellom %MVC under balansekrevede øvelser for personer med RMS og alders- og kjønnsmatchende kontroller. I tillegg ønsket vi å se om det var en sammenheng mellom balanse, muskelstyrke og gangfunksjon hos pasienter med inkomplett RMS. Dette kapittelet er delt inn i underkategorier, hvor henholdsvis muskelstyrke, balanseferdigheter, muskelaktivering, samt funksjonelle tester er diskutert.

5.1 Hovedfunn

Deltagerne med inkomplett RMS hadde en lavere muskelstyrke i knefleksorene og kneekstensorene sammenlignet med matchende kontroller. Et viktig funn er at deltagerne med RMS benyttet en høyere prosent av MVC under balansekrevede øvelser enn kontrollpersonene. Det var også signifikante korrelasjoner mellom BBS total poengsum, 10MWT og TUG, samt maksimal muskelstyrke.

5.2 Maksimal muskelstyrke

I denne studien så vi på forskjeller mellom maksimal muskelstyrke for knefleksjon og kneekstensjon mellom personer med inkomplett RMS og friske alders- og kjønnsmatchende kontroller. Resultatene i vår studie indikerer at personer med RMS har en lavere muskelstyrke i underekstremitetene enn matchende kontroller. Vi fant en signifikant forskjell mellom RMS-gruppen og kontrollgruppen der kontrollgruppen hadde en gjennomsnittlig høyere muskelkraft i henholdsvis knefleksjon (37 %) og kneekstensjon (42 %) enn deltagerne med RMS. Jeg har ikke funnet andre studier som har undersøkt forskjeller i muskelstyrke i denne populasjonen. Derimot har tidligere studier sett på forskjeller mellom personer med RMS og en matchende kontrollgruppe, hvor det er dokumentert en lavere muskeltverrsnittareal (CSA) i lårmuskulaturen hos personer med RMS. (Castro et al., 1999; Gorgey & Dudley, 2007; Shah et al., 2006). I studien til Shah et al. (2006) var disse forskjellene størst i lårmuskulaturen (~31%) sammenlignet med musklene i leggen (~25%). Dette samsvarer med Gorgey og Dudley (2007), der deltagerne også hadde en lavere CSA sammenlignet med matchende

kontroller i lårmuskulaturen (33 %). Ettersom studier viser at muskelatrofi er sterkt relatert til svekket muskelstyrke (Deschenes et al., 2002; Vandenborne et al., 1998), kan denne forskjellen i CSA støtte våre funn. Både Shah et al. (2006) og Gorgey og Dudley (2007) har inkludert deltagerne som har en betydeligere kortere gjennomsnittstid etter skade, på henholdsvis 13,2 måneder (7,5) (Shah et al., 2006) og seks uker (Gorgey & Dudley, 2007), sammenlignet med deltagerne inkludert i vår studie som hadde en gjennomsnittstid på 115,1 måneder (141,9) etter skade. Dette indikerer at deltagerne i vår studie har hatt en lenger opptreningsfase etter skaden. Følgende studier viser at personer med inkomplett RMS kan oppnå både økt muskelstyrke og muskelhypertrofi etter en periode med trening (Hicks et al., 2011; Jacobs, 2009; Kressler et al., 2014; Stone et al., 2018; Weir et al., 1995), hvor det også er rapportert om at personer med RMS har like forutsetninger for økt muskelstyrke som friske forsøkspersoner etter en treningsperiode (Stone et al., 2018). Tatt dette i betraktning kunne man kanskje forventet en høyere forutsetning for økt maksimal muskelstyrke for deltagerne inkludert i vår studie, om de har gjennomført styrketrening regelmessig etter skade. Det er derimot vanskelig å fastslå om forskjellen i muskelkraft i denne studien skyldes atrofi i berørte muskler, redusert evne til frivillig å aktivere de berørte musklene, eller om forsøkspersonene har vært mindre fysisk aktive sammenlignet med kontrollpersonene. Ettersom vi ikke har dokumentert aktivitetsnivå for noen av gruppene kan vi derfor ikke fastslå de grunnleggende årsakene bak disse forskjellene. Imidlertid kan det tyde på at deltagerne i RMS-gruppen kan ha en mindre vektbelastning i underekstremitetene som i følge av økt bruk av hjelpemidler. Fem av deltagerne i denne studien har rapportert at de benytter hjelpemidler på avstander over 100 meter. De ambulatoriske hjelpemidlene kan bidra til å overføre mye av de vekt bærende kravene til daglige aktiviteter til overekstremitetene (Lee & McMahon, 2002; Mulroy et al., 2004), og kan medføre redusert aktivitetsnivå og aktivering av musklene i underekstremitetene. Dette kan trolig være med på å bidra til en varierende skjelettmuskelatrofi for deltagerne i denne studien, noe som kan være en faktor for forskjellene i maksimal muskelstyrke.

5.3 Balanseferdigheter

I vår studie har vi belyst sammenhengen mellom balanse målt av BBS kortversjon og ulike aspekter ved gangfunksjon. Vi inkluderte 10MWT og TUG som utfallsmål for å kartlegge gangevne, og for å få en indikasjon på personens balanse, mobilitet og generell funksjonsevne. Resultatene i denne studien viser en sterk korrelasjon av deltagers

balanseevner (BBS totalpoengsum) med både 10MWT ($p < 0,001$) og TUG ($p = 0,003$). Denne korrelasjonen samsvarer med tidligere studier gjennomført på pasienter med inkomplett RMS (Ditunno et al., 2007; Lee et al., 2012; Lemay & Nadeau, 2010; Scivoletto et al., 2008; Wirz et al., 2010). Disse studiene viser også at en høy score på BBS, gir et bedre utfall på ulike gangtester.

I vår studie så vi også en signifikant korrelasjon mellom BBS og muskelkraft i underekstremitetene målt i MVC for høyre knefleksjon ($p = 0,018$), samt på kneekstensjon for høyre ($p = 0,002$) og venstre ($p = 0,014$). Det var derimot kun en tendens under venstre knefleksjon ($p = 0,056$) og under benpress ($p = 0,53$). I likhet med vår studie har tidligere forskning også sett en korrelasjon mellom BBS og muskelstyrke (Wirz et al., 2010). De benyttet derimot LEMS som et mål på styrke (Wirz et al., 2010). Det er få studier som har sett på denne korrelasjonen mellom muskelstyrke i underekstremitetene og BBS. Det er imidlertid undersøkt hos andre grupper, som for eksempel slagpasienter (Knorr et al., 2010; Mentiplay et al., 2020). Likevel kan grunnene til balanseproblemer hos slagpasienter være ulikt ettersom pasientene har forskjellig patofysiologiske årsaker til balanseproblemer, og det kan derfor være vanskelig å sammenligne på tvers av pasientgruppene. Imidlertid så vi at deltagerne med redusert hastighet på begge gangtestene, scoret dårligere på BBS og har en relativt lavere muskelstyrke enn de som har en høyere hastighet på gangtestene. RMS populasjonen er en heterogen gruppe, hvor graden av nedsatt balanse avhenger av nivået og omfanget av skaden. Det vil derfor forekomme store variasjoner av funksjonsnedsettelse hos denne populasjonen (Jørgensen, 2016). Det ikke enighet i forskningslitteratur om hvilken test som bør anvendes for å få et mål på balansen for personer med RMS grunnet BBS sin rapporterte takeffekt (Lemay & Nadeau, 2010), ettersom den tilsynelatende ikke kan skille mellom individer med RMS som har forskjellige ambulatoriske balanseevner. I tillegg har ikke BBS vært i stand til å forutsi fall for RMS-populasjoner (Datta et al., 2009; Kornetti et al., 2004; La Porta et al., 2012; Lemay & Nadeau, 2010; Wirz et al., 2010). Derimot demonstrerte ikke vår studie en takeffekt, beskrevet som $>20\%$ av forsøkspersonene som oppnår maksimal poengsum på skalaen (Mao et al., 2002). Ingen av deltagerne med RMS oppnådde full score (28 poeng) under BBS-kortversjon, og kun fem deltagere oppnådde 25 poeng eller høyere. Det var derimot svært lite variasjon i poengsummen hos kontrollgruppen, der nesten alle oppnådde full score (28 poeng). Hensikten med vår studie var derimot ikke å sammenligne poengsum for deltagerne med RMS og kontrollgruppen for å validere BBS. Hensikten var imidlertid å kartlegge muskelaktivering under balansekrevede øvelser nettopp for å undersøke om en slik

pasientgruppe benytter mer muskelaktivitet for å opprettholde balanse, enn matchende kontroller.

5.4 Muskelaktivering

Vår studie viser at deltagere med RMS hadde en signifikant høyere muskelaktivering (%MVC) under balansekrevede øvelser, sammenlignet med friske kontroller. Så vidt vi vet har ingen tidligere studier sett på forholdet mellom prosent av MVC under balansekrevede øvelser hos RMS pasienter. I denne studien så vi så signifikante forskjeller mellom muskelaktivering under BBS for RMS- og kontrollgruppen. RMS-gruppen benyttet 5 % til 35 % høyere muskelaktivering i m. vastus lateralis og m. biceps femoris (%MVC) sammenlignet med kontrollgruppen. Mekanismene bak denne forskjellen hos individene er derimot vanskelig å fastslå. Det kan være at deltagerne med RMS har en redusert sensorisk feedback, som kan føre til at de ikke får en tilbakemelding om hvor mye muskelaktivitet som blir benyttet under øvelsene, og fyrer derfor enda mer for å kompensere for dette. I tillegg kan denne høye aktiveringen muligens forklare variansen av muskeltretthet (Johnston et al., 2003; Sloan et al., 1994), ettersom deltagerne i gjennomsnitt benytter opp mot 50% av MVC på noen av balanseøvelsene. Det vil derfor være nærliggende å tro at balansekrevede aktiviteter i hverdagen kan være mer krevende for personer med RMS ettersom det kan føre til en høyere muskelaktivering, og kan derfor føre til at disse pasientene hyppigere opplever muskeltretthet. Det er uvisst hvilke mekanismer som ligger til grunn for at RMS-gruppen benytter mer av sin muskelkraft for å opprettholde balansen under testene. Derimot kan trolig en årsak til denne aktiveringen være at knefleksorer og kneekstensorer må kompensere for svakheter i andre distale muskelgrupper. Studier har nemlig funnet svakheter i ankelleddet hos RMS pasienter (Jayaraman et al., 2006). Dette kan ikke bekreftes med våre resultater, ettersom vi ikke har målt hverken muskelaktivering eller kraft i muskulatur under kneleddet. Derimot er det en tydelig tendens til økt muskelaktivering i øvelsene som stiller høyere krav til stabilisering i ankelleddet. Eksempelvis i øvelsen der deltagerne skal stå på et ben. RMS-gruppen benytter 20-35% mer muskelaktivitet enn kontrollgruppen under denne øvelsen. Dog kan nedsatt sensorisk informasjon i føttene også være en hemmende faktor under balanseøvelsene, noe som kan bidra til å stille høyere krav til benmuskulatur for å opprettholde balansen. Flere studier viser at sensorisk informasjon spiller en kritisk rolle i gangevne og i bevegelse etter RMS (Edgerton et al., 2008; Rossignol et al., 2006; Rossignol & Frigon, 2011; Windhorst,

2007), der sensorisk input er avgjørende for å tilpasse og modulere bevegelse i møte med krav fra omgivelsene (Rossignol & Frigon, 2011). Vi har derimot ikke inkludert sensorisk ASIA score i denne studien og kan derfor ikke si noe om sensibiliteten hos de inkluderte deltagerne. I tester som setter høyere krav til sensorisk input kan føre til at deltagerne med RMS benytter mer muskelaktivering enn kontrollgruppen. Dette ser vi spesielt under vår test der deltagerne blir bedt om å stå stille med lukkede øyne, hvor det visuelle i tillegg forsvinner benytter deltagerne med RMS 18 – 20% mer muskelaktivering, enn kontrollpersonene.

Et interessant funn i denne studien er at deltagerne i RMS gruppen benytter vesentlig mindre muskelaktivering i øvelsen som omhandlet å plukke opp en gjenstand fra gulvet. Under denne øvelsen benyttet kontrollgruppen opp mot 19 % mer muskelaktivitet i høyre m. vastus lateralis enn deltagerne med RMS. Der kontrollgruppen under samme øvelse benyttet 19 % mindre muskelaktivitet i høyre m. biceps femoris enn RMS-gruppen. Mekanismene bak denne forskjellen i aktiveringen i samme ben under en oppgave er derimot vanskelig å utdype. Dog kan vi spekulere i at en faktor kan være agonist og antagonistforholdet til personer med RMS, ettersom RMS-gruppen har omtrent lik aktivering i både m. biceps femoris og m. vastus lateralis under øvelsen i forhold til kontrollgruppen. En annen mulig forklaring kan være at deltagerne har innarbeidet ulike teknikker og dermed bøyer seg på en måte at knefleksorene blir mer delaktig i bøyefasen, enn kontrollgruppen hvor kneekstensorene er mer aktivert.

5.5 Funksjonelle tester

Resultatene fra vår studie indikerer at muskelstyrke fra knefleksorene ($p=0,053$), kneekstensorene ($p=0,073$), samt benpress ($p=0,172$) ikke er signifikant assosiert med funksjonell gangevne målt i 10MWT. Det var derimot en signifikant korrelasjon mellom muskelstyrke og TUG. Dette gir en indikasjon på at høy muskelstyrke i både knefleksjon ($p=0,027$), kneekstensjon ($p=0,031$), samt benpress ($p=0,039$) ga en mindre estimert tid på TUG. Flere studier har sett en signifikant korrelasjon mellom gangevne og muskelstyrke hos personer med inkomplett RMS (Curt & Dietz, 1997; Ditunno et al., 2007; Scivoletto et al., 2008; Waters et al., 1989). Felles for disse studiene er at de benytter LEMS for å evaluere forholdet mellom muskelstyrke og gangfunksjon (Curt & Dietz, 1997; Ditunno et al., 2007; Scivoletto et al., 2008; Waters et al., 1989). Scivoletto et al. (2008) fant korrelasjon mellom LEMS og 10MWT og TUG, der den motoriske poengsummen i underekstremitetene var

signifikant relatert til begge testene. Det kan derimot virke noe uventet at vi i denne studien ikke så en signifikant korrelasjon mellom muskelstyrke i kneekstensorene og 10MWT for RMS-gruppen, ettersom flere studier har sett en signifikant sammenheng mellom kneekstensorer og ganghastighet (Crozier et al., 1992; DiPiro et al., 2015; Waters et al., 1993). Denne korrelasjonen er imidlertid også bemerket hos slagpasienter (Nakamura et al., 1985) og hos eldre (Rantanen et al., 1998). I likhet med vår studie beskrev også DiPiro et al. (2015) maksimal muskelstyrke kneekstensorer hos personer med RMS. I deres studie ble det også sett en signifikant korrelasjon mellom muskelstyrke i kneeksensorer, men også i plantarfleksorer med ganghastighet (DiPiro et al., 2015). Dette samsvarer med andre studier som også har funnet en korrelasjon mellom redusert muskelstyrke rundt kneet og ankelen med nedsatt ganghastighet (Jayaraman et al., 2006; Jayaraman et al., 2008). Videre har andre studier sett en sterk korrelasjon mellom hoftebøyere, hofteekstensorer og hofteabduktorstyrke med gangkapasitet (Bohannon, 1986; Kim et al., 2004; Nadeau et al., 1999; Weiss et al., 2000). På grunnlag av dette tyder det på at andre muskelgrupper er viktigere for gange, enn musklene målt i denne studien.

I vår studie benyttet deltagerne med RMS en gjennomsnittstid på 9,33 ($1,3 \text{ m/s} \pm 0,5$) på 10MWT, samt en gjennomsnittstid 11,30 sekunder på TUG. Studien til Amatachaya et al. (2020) viser at friske kontroller brukte 5,9 sekunder ($1,70 \text{ m/s} \pm 0,20$) på 10MWT ved en statisk start. En annen studie gjort av Bohannon (1997) viser at ganghastigheten for friske kontroller var 1,92 m/s, sammenlignet med våre deltagere med RMS som hadde en hastighet på 1,3 m/s. Kear et al. (2017) har også sett på referanseverdier på TUG for friske kontroller. Studien delte, på samme måte som Bohannon (1997), kategorisk inn i aldersgrupper (presentert i resultatkapitlet) (Kear et al., 2017). Ved sammenligning fra referanseverdiene i studien til Kear et al. (2017) benyttet deltagerne med RMS i vår studie mer tid på gjennomføring av TUG under samme alderskategori. Foruten om kategorien 30-39 år. Her benyttet deltagerne i vår studie mindre tid enn referanseverdien. Denne tendensen kan tilsynelatende være et lite antall deltagere ($n=1$) fra vår studie under denne alderskategorien. Deltagerne i studien ($n=200$) til Kear et al. (2017) hadde derimot en gjennomsnittstid på 8,98 sekunder, sammenlignet med deltagere med RMS ($n=15$) i vår studie som hadde en gjennomsnittstid på 11,30 sekunder. Det var derimot et sprikende tidsestimat på deltagerne i vår studie (7,86 sek), noe som bidrar til økt gjennomsnittstid. Det er nærliggende å tro at en årsak til en redusert hastighet kan være svakheter i underekstremitetene. Studier indikerer at lavere styrke i underekstremitetene er den vesentlige faktoren for gangevne (Bohannon, 1986;

DiPiro et al., 2015; Jayaraman et al., 2006; Jayaraman et al., 2008; Kim et al., 2004). Tidligere studier har vist at personer med inkomplett RMS har betydelige styrkedefekter rundt kneet og ankelen, samt nedsatt ganghastighet (Jayaraman et al., 2006; Jayaraman et al., 2008), hvor det er antatt at plantarfleksorene er primære prediktorer for gangevne (DiPiro et al., 2015). Ettersom vi ikke har sett på styrke i plantarfleksjonene hos deltagerne i vår studie kan vi ikke si noe denne muskelgruppens betydning for gangevne. Derimot har våre resultater vist at deltagerne med RMS hadde en signifikant svakere muskulatur i knefleksorer og kneekstensorer sammenlignet med matchende kontrollgruppe. Dette kan muligens være en faktor for det lengere tidsestimatet våre deltagere hadde under 10MWT og TUG enn friske kontroller målt i andre studier (Amatachaya et al., 2020; Bohannon, 1997; Kear et al., 2017), ettersom økt muskelstyrke korrelerer med økt ganghastighet (Curt & Dietz, 1997; Ditunno et al., 2007; Scivoletto et al., 2008; Waters et al., 1989).

5.6 Metodiske utfordringer

Metodene som er brukt i denne studien har både styrker og begrensninger. Styrkene i studien er benyttelsen av samme testpersonell til alle testene, der også den samme rekkefølgen på prosedyren var lik for alle deltagerne. Vi benyttet i tillegg variasjoner av metoder som spørreskjema, gangtester, funksjonstest, balansetest og styrketester. Vi betrakter denne variasjon av metoder som en styrke, ettersom lignende variabler kan kryssjekkes. Derimot var det også betydningsfulle begrensninger ved denne studien. Studien har inkludert relativ få deltagere med RMS, utvalget vårt bestod av 15 deltakere med RMS, noe som skyldes en tidsavgrenset ramme for prosjektet. Disse faktorene begrenser muligheten til å generalisere resultatene til denne populasjonen. I tillegg var kjønnsfordelingen skjev med 13 menn og 2 kvinner, men dette kan likevel være representativ da det er flere menn enn kvinner som skader seg (Halvorsen et al., 2020). Antall EMG elektroder måtte også begrenses i dette prosjektet, både grunnet mangel på utstyr, og stor datainnsamling. Denne begrensningen førte til at muskelaktivitet i legg- og hoftemuskulatur ikke ble målt. Dette kan være viktig faktor for opprettholdelse av balanse, samt under gange. En annen begrensning er at BBS har en tydelig takeffekt, som gjenspeiles ved at deltagerne med tilsynelatende nedsatt balanse fikk en høyere poengsum enn forventet under testingen. Imidlertid var formålet med denne studien i hovedsak å kartlegge prosent av MVC under balansekrevede øvelser. Vi valgte derfor å benytte BBS

kortversjon ettersom den er lite tidskrevende, i tillegg inneholder den balansekrevede øvelser som var essensielt for å se forskjell i muskelaktivering for disse gruppene.

5.7 Kliniske implikasjoner

Våre data tyder på at %MVC i underekstremitetene kan benyttes som et estimat for muskelstyrke i ulike øvelser for pasienter med RMS. Ettersom muskelstyrke er et viktig element for både balanse og gange kan det derfor være relevant å undersøke muskulaturen til denne populasjonen. Det er samtidig viktig å bemerke at det ikke er mulig å generalisere eller trekke konklusjoner uten ytterligere forskning på området. Vår studie har likevel bidratt til å avdekke nyttig kunnskap om muskelaktivitet under balansekrevede øvelser.

I tillegg viser vår data at underekstremitetsstyrke viser seg å være viktig for både balanse og funksjonell mobilitet- dette kan også være verdifullt for klinisk praksis, ettersom det kan føre til et mer 'skreddersydd' rehabiliteringsprogram for personer med RMS, som har stå og/eller gangfunksjon. Mer forskning på dette området er derimot ønskelig. Fremtidige studier bør inkludere et større utvalg for et mer generaliserbart resultat. I tillegg bør videre forskning inkludere måling av %MVC og styrke av flere muskelgrupper samtidig. Det kan også være interessant å se på forskjeller %MVC sammenlignet med andre pasientgrupper med tilnærmet lik patofysiologi.

6. Konklusjon

I denne studien har vi undersøkt om det er forskjeller i maksimal muskelstyrke under knefleksjon, kneekstensjon og benpress mellom personer med inkomplett ryggmargsskade og friske alders- og kjønnsmatchende kontroller. Vi har benyttet MVC for å fastslå deltagerens maksimale styrke. Hvor vi så en signifikant forskjell mellom deltagerne med RMS og kontrollgruppen. I tillegg har vi belyst at styrke i underekstremitetene er en viktig faktor for gangefunksjon og balanse hos denne populasjonen, hvor vi har sett korrelasjoner mellom maksimal muskelstyrke og balanse, gang- og funksjonstester. Våre resultater indikerer også at deltagerne med RMS benytter en høyere prosent av MVC under balansekrevede hverdagsaktiviteter. Derimot begrenser utvalget studiens mulighet for å generalisere resultatene for ryggmargsskade populasjonen, der resultatene må tolkes med varsomhet. Likevel kan studien bidra med relevante og nyttig kunnskap for rehabilitering for denne populasjonen, der det tyde på at økt muskelstyrke er en viktig faktor under balanse og gange hos personer med RMS. Det vil derfor være viktig med opptrening av muskelstyrke og vedlikehold i årene etter en RMS.

Referanseliste

- Adams, G. R. (2002). Human unilateral lower limb suspension as a model for spaceflight effects on skeletal muscle. *J Appl Physiol (1985)*, 93(4), 1563-1565; author reply 1565-1566. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00412.2002>
- Adams, G. R., Hather, B. M. & Dudley, G. A. (1994). Effect of short-term unweighting on human skeletal muscle strength and size. *Aviat Space Environ Med*, 65(12), 1116-1121.
- Adams, M. M. & Hicks, A. L. (2005). Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(10), 577-586. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101757>
- Akima, H. & Furukawa, T. (2005). Atrophy of thigh muscles after meniscal lesions and arthroscopic partial meniscectomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13(8), 632-637. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0602-9>
- Alkner, B. A. & Tesch, P. A. (2004). Knee extensor and plantar flexor muscle size and function following 90 days of bed rest with or without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*, 93(3), 294-305. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1172-8>
- Allison, G. T., Godfrey, P. & Robinson, G. (1998). EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(1), 51-57. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(97\)00004-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1050-6411(97)00004-7)
- Allison, G. T., Marshall, R. N. & Singer, K. P. (1993). EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3(4), 236-244. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/1050-6411\(93\)90013-M](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/1050-6411(93)90013-M)
- Amatachaya, S., Kwanmongkolthong, M., Thongjumroon, A., Boonpew, N., Amatachaya, P., Saensook, W., Thaweewannakij, T. & Hunsawong, T. (2020). Influence of timing protocols and distance covered on the outcomes of the 10-meter walk test. *Physiotherapy Theory and Practice*, 36(12), 1348-1353. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1570577>
- American College of Sports Medicine. (2013). ACSM's guidelines for exercise testing and prescription. I (9. utg.). Lippincott Williams and Wilkins.
- Arnadottir, S. A. & Mercer, V. S. (2000). Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys Ther*, 80(1), 17-27.

- Barbeau, H., Elashoff, R., Deforge, D., Ditunno, J., Saulino, M. & Dobkin, B. H. (2007). Comparison of speeds used for the 15.2-meter and 6-minute walks over the year after an incomplete spinal cord injury: the SCILT Trial. *Neurorehabil Neural Repair*, 21(4), 302-306. <https://doi.org/10.1177/1545968306298937>
- Barbeau, H., Nadeau, S. & Garneau, C. (2006). Physical Determinants, Emerging Concepts, and Training Approaches in Gait of Individuals with Spinal Cord Injury. *Journal of Neurotrauma*, 23(3-4), 571-585. <https://doi.org/10.1089/neu.2006.23.571>
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F. & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr*, 14, 14. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-14>
- Berg, K. (1989). Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada*, 41, 240-246.
- Berg, K. O., Wood-Dauphinee, S. L., Williams, J. I. & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2, S7-11.
- Bergland, A., L., H. J. & Askim, T. (2004). Bergs Balanseskala.
- Bican, O., Minagar, A. & Pruitt, A. A. (2013). The spinal cord: a review of functional neuroanatomy. *Neurol Clin*, 31(1), 1-18. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2012.09.009>
- Bohannon, R. W. (1986). Strength of Lower Limb Related to Gait Velocity and Cadence in Stroke Patients. *Physical Therapy*, 204-206. <https://doi.org/https://doi.org/10.3138/ptc.38.4.204>
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 26(1), 15-19. <https://doi.org/10.1093/ageing/26.1.15>
- Bouisset, S. & Maton, B. (1972). Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *Am J Phys Med*, 51(6), 285-295.
- Brotherton, S. S., Krause, J. S. & Nietert, P. J. (2007). Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 45(1), 37-40. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101909>
- Burden, A. & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 21(4), 247-257. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00054-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00054-5)
- Campbell, E. L., Seynnes, O. R., Bottinelli, R., McPhee, J. S., Atherton, P. J., Jones, D. A., Butler-Browne, G. & Narici, M. V. (2013). Skeletal muscle adaptations to physical

- inactivity and subsequent retraining in young men. *Biogerontology*, 14(3), 247-259.
<https://doi.org/10.1007/s10522-013-9427-6>
- Castro, M. J., Apple Jr, D. F., Hillegass, E. A. & Dudley, G. A. (1999). Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(4), 373-378. <https://doi.org/10.1007/s004210050606>
- Catz, A., Itzkovich, M., Agranov, E., Ring, H. & Tamir, A. (1997). SCIM--spinal cord independence measure: a new disability scale for patients with spinal cord lesions. *Spinal Cord*, 35(12), 850-856. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100504>
- Catz, A., Itzkovich, M., Tesio, L., Biering-Sorensen, F., Weeks, C., Laramée, M. T., Craven, B. C., Tonack, M., Hitzig, S. L., Glaser, E., Zeilig, G., Aito, S., Scivoletto, G., Mecci, M., Chadwick, R. J., El Masry, W. S., Osman, A., Glass, C. A., Silva, P., Soni, B. M., Gardner, B. P., Savic, G., Bergström, E. M., Bluvshstein, V. & Ronen, J. (2007). A multicenter international study on the Spinal Cord Independence Measure, version III: Rasch psychometric validation. *Spinal Cord*, 45(4), 275-291.
<https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101960>
- Cavalcanti Garcia, M. A. & M. Vieira, T. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 4(1), 17-28.
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Penninx, B. W., Nicklas, B. J., Simonsick, E. M., Newman, A. B., Tylavsky, F. A., Brach, J. S., Satterfield, S., Bauer, D. C., Visser, M., Rubin, S. M., Harris, T. B. & Pahor, M. (2005). Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc*, 53(10), 1675-1680. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x>
- Chan, P. P., Si Tou, J. I., Tse, M. M. & Ng, S. S. (2017). Reliability and Validity of the Timed Up and Go Test With a Motor Task in People With Chronic Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 98(11), 2213-2220. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.03.008>
- Chou, C. Y., Chien, C. W., Hsueh, I. P., Sheu, C. F., Wang, C. H. & Hsieh, C. L. (2006). Developing a short form of the Berg Balance Scale for people with stroke. *Phys Ther*, 86(2), 195-204.
- Crozier, K. S., Cheng, L. L., Graziani, V., Zorn, G., Herbison, G. & Ditunno, J. F., Jr. (1992). Spinal cord injury: prognosis for ambulation based on quadriceps recovery. *Paraplegia*, 30(11), 762-767. <https://doi.org/10.1038/sc.1992.147>

- Curt, A. & Dietz, V. (1997). Ambulatory capacity in spinal cord injury: Significance of somatosensory evoked potentials and ASIA protocol in predicting outcome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(1), 39-43.
[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90007-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90007-1)
- Dahl, H. A. & Rinvik, E. (2014). *Menneskets funksjonelle anatomi* (3. utg.). Cappelen Akademiske Forlag.
- Datta, S., Lorenz, D. J., Morrison, S., Ardolino, E. & Harkema, S. J. (2009). A multivariate examination of temporal changes in Berg Balance Scale items for patients with ASIA Impairment Scale C and D spinal cord injuries. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(7), 1208-1217. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.09.577>
- Davis, R. (1975). Spasticity following spinal cord injury. *Clin Orthop Relat Res*, (112), 66-75.
- De Leener, B., Taso, M., Cohen-Adad, J. & Callot, V. (2016). Segmentation of the human spinal cord. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 29(2), 125-153. <https://doi.org/10.1007/s10334-015-0507-2>
- Deschenes, M. R., Giles, J. A., McCoy, R. W., Volek, J. S., Gomez, A. L. & Kraemer, W. J. (2002). Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 282(2), R578-583.
<https://doi.org/10.1152/ajpregu.00386.2001>
- Dimitrijevic, M. R. (1988). Model for the study of plasticity of the human nervous system: features of residual spinal cord motor activity resulting from established post-traumatic injury. *Ciba Found Symp*, 138, 227-239.
<https://doi.org/10.1002/9780470513675.ch14>
- DiPiro, N. D., Holthaus, K. D., Morgan, P. J., Embry, A. E., Perry, L. A., Bowden, M. G. & Gregory, C. M. (2015). Lower Extremity Strength Is Correlated with Walking Function After Incomplete SCI. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 21(2), 133-139. <https://doi.org/10.1310/sci2102-133>
- Dirks, M. L., Wall, B. T., Snijders, T., Ottenbros, C. L., Verdijk, L. B. & van Loon, L. J. (2014). Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle disuse atrophy during leg immobilization in humans. *Acta Physiol (Oxf)*, 210(3), 628-641.
<https://doi.org/10.1111/apha.12200>
- Ditunno, J. F., Jr., Barbeau, H., Dobkin, B. H., Elashoff, R., Harkema, S., Marino, R. J., Hauck, W. W., Apple, D., Basso, D. M., Behrman, A., Deforge, D., Fugate, L., Saulino, M., Scott, M., Chung, J. & Spinal Cord Injury Locomotor Trial, G. (2007). Validity of the walking scale for spinal cord injury and other domains of function in a

- multicenter clinical trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 21(6), 539-550.
<https://doi.org/10.1177/1545968307301880>
- Ditunno, J. F., Jr., Young, W., Donovan, W. H. & Creasey, G. (1994). The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association. *Paraplegia*, 32(2), 70-80.
<https://doi.org/10.1038/sc.1994.13>
- Donnelly, C., Eng, J. J., Hall, J., Alford, L., Giachino, R., Norton, K. & Kerr, D. S. (2004). Client-centred assessment and the identification of meaningful treatment goals for individuals with a spinal cord injury. *Spinal Cord*, 42(5), 302-307.
<https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101589>
- Drugs.com. *Spinal cord injury*. Hentet 31.05.22 fra <https://www.drugs.com/cg/spinal-cord-injury.html#overview>
- Dumitru, D. (2000). Physiologic basis of potentials recorded in electromyography. *Muscle Nerve*, 23(11), 1667-1685. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1667::aid-mus2>3.0.co;2-h](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1667::aid-mus2>3.0.co;2-h)
- Dutka, T. L., Cole, L. & Lamb, G. D. (2005). Calcium phosphate precipitation in the sarcoplasmic reticulum reduces action potential-mediated Ca²⁺ release in mammalian skeletal muscle. *Am J Physiol Cell Physiol*, 289(6), C1502-1512.
<https://doi.org/10.1152/ajpcell.00273.2005>
- Edgerton, V. R., Courtine, G., Gerasimenko, Y. P., Lavrov, I., Ichiyama, R. M., Fong, A. J., Cai, L. L., Otsoshi, C. K., Tillakaratne, N. J. K., Burdick, J. W. & Roy, R. R. (2008). Training locomotor networks. *Brain Research Reviews*, 57(1), 241-254.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.09.002>
- Ekdahl, C., Jarnlo, G. B. & Andersson, S. I. (1989). Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. *Scand J Rehabil Med*, 21(4), 187-195.
- Exeter, D. & Connell, D. A. (2010). Skeletal muscle: functional anatomy and pathophysiology. *Semin Musculoskelet Radiol*, 14(2), 97-105.
<https://doi.org/10.1055/s-0030-1253154>
- Freter, S. H. & Fruchter, N. (2000). Relationship between timed 'up and go' and gait time in an elderly orthopaedic rehabilitation population. *Clin Rehabil*, 14(1), 96-101.
<https://doi.org/10.1191/026921500675545616>

- Freund, H. J., Büdingen, H. J. & Dietz, V. (1975). Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *J Neurophysiol*, 38(4), 933-946. <https://doi.org/10.1152/jn.1975.38.4.933>
- Frontera, W. R. & Ochala, J. (2015). Skeletal muscle: a brief review of structure and function. *Calcif Tissue Int*, 96(3), 183-195. <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9915-y>
- Frost, F. S. (1993). Role of rehabilitation after spinal cord injury. *Urol Clin North Am*, 20(3), 549-559.
- Gordon, T. & Mao, J. (1994). Muscle atrophy and procedures for training after spinal cord injury. *Phys Ther*, 74(1), 50-60. <https://doi.org/10.1093/ptj/74.1.50>
- Gorgey, A. S. & Dudley, G. A. (2007). Skeletal muscle atrophy and increased intramuscular fat after incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 45(4), 304-309. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101968>
- Gorgey, A. S. & Dudley, G. A. (2008). Spasticity may defend skeletal muscle size and composition after incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 46(2), 96-102. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3102087>
- Graham, J. E., Ostir, G. V., Fisher, S. R. & Ottenbacher, K. J. (2008). Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract*, 14(4), 552-562. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x>
- Green, D., Hartwig, D., Chen, D., Soltysik, R. C. & Yarnold, P. R. (2003). Spinal Cord Injury Risk Assessment for Thromboembolism (SPIRATE Study). *Am J Phys Med Rehabil*, 82(12), 950-956. <https://doi.org/10.1097/01.Phm.0000098043.88979.Ba>
- Hagen, E. M., Rekand, T., Gilhus, N. E. & Grønning, M. (2012). Traumatic spinal cord injuries--incidence, mechanisms and course. *Tidsskr Nor Laegeforen*, 132(7), 831-837. <https://doi.org/10.4045/tidsskr.10.0859>
- Halvorsen, A., Pettersen, A. L., Nilsen, L. H., NorSCIR & NordicSCIR. (2020). *Norsk ryggmargsskaderegister*. NorSCIR. <https://stolav.no/Medisinske kvalitetsregistre/NorSCIR/Årsrapporter/NORSCIR%20års rapport%202020.pdf>
- He, N. & Ye, H. (2020). Exercise and Muscle Atrophy. *Adv Exp Med Biol*, 1228, 255-267. https://doi.org/10.1007/978-981-15-1792-1_17
- Helbostad, J. L., Sletvold, O. & Moe-Nilssen, R. (2004). Effects of home exercises and group training on functional abilities in home-dwelling older persons with mobility and balance problems. A randomized study. *Aging Clin Exp Res*, 16(2), 113-121. <https://doi.org/10.1007/bf03324539>

- Henneman, E. & Olson, C. B. (1965). RELATIONS BETWEEN STRUCTURE AND FUNCTION IN THE DESIGN OF SKELETAL MUSCLES. *J Neurophysiol*, 28, 581-598. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.581>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hicks, A. L., Martin Ginis, K. A., Pelletier, C. A., Ditor, D. S., Foulon, B. & Wolfe, D. L. (2011). The effects of exercise training on physical capacity, strength, body composition and functional performance among adults with spinal cord injury: a systematic review. *Spinal Cord*, 49(11), 1103-1127. <https://doi.org/10.1038/sc.2011.62>
- Hiengkaew, V., Jitaree, K. & Chaiyawat, P. (2012). Minimal detectable changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed "Up & Go" Test, gait speeds, and 2-minute walk test in individuals with chronic stroke with different degrees of ankle plantarflexor tone. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(7), 1201-1208. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.014>
- Hjeltnes, N. (2008). Aktivitetshåndboken. I R. Bahr (Red.), *Fysisk aktivitet i forebygging og behandling*.
- Ho, C. H., Wuermsler, L. A., Priebe, M. M., Chiodo, A. E., Scelza, W. M. & Kirshblum, S. C. (2007). Spinal cord injury medicine. 1. Epidemiology and classification. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(3 Suppl 1), S49-54. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.12.001>
- Hof, A. L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden*, 11(3), 79-86. <https://doi.org/10.1055/s-2007-993372>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- Horak, F. B., Henry, S. M. & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther*, 77(5), 517-533. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>
- Houle, J. D., Morris, K., Skinner, R. D., Garcia-Rill, E. & Peterson, C. A. (1999). Effects of fetal spinal cord tissue transplants and cycling exercise on the soleus muscle in spinalized rats. *Muscle Nerve*, 22(7), 846-856. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(199907\)22:7<846::aid-mus6>3.0.co;2-i](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199907)22:7<846::aid-mus6>3.0.co;2-i)

- Househam, E., McAuley, J., Charles, T., Lightfoot, T. & Swash, M. (2004). Analysis of force profile during a maximum voluntary isometric contraction task. *Muscle Nerve*, 29(3), 401-408. <https://doi.org/10.1002/mus.10564>
- Hutchinson, K. J., Gómez-Pinilla, F., Crowe, M. J., Ying, Z. & Basso, D. M. (2004). Three exercise paradigms differentially improve sensory recovery after spinal cord contusion in rats. *Brain*, 127(Pt 6), 1403-1414. <https://doi.org/10.1093/brain/awh160>
- Häkkinen, K., Komi, P. V. & Alén, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand*, 125(4), 587-600. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1985.tb07759.x>
- International Standards for Neurological Classification of SCI (ISNCSCI) Worksheet.*
http://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2016/02/International_Std_Diagram_Worksheet.pdf
- Itzkovich, M., Shefler, H., Front, L., Gur-Pollack, R., Elkayam, K., Bluvshstein, V., Gelernter, I. & Catz, A. (2018). SCIM III (Spinal Cord Independence Measure version III): reliability of assessment by interview and comparison with assessment by observation. *Spinal Cord*, 56(1), 46-51. <https://doi.org/10.1038/sc.2017.97>
- Jackson, A. B., Carnel, C. T., Ditunno, J. F., Read, M. S., Boninger, M. L., Schmeler, M. R., Williams, S. R. & Donovan, W. H. (2008). Outcome measures for gait and ambulation in the spinal cord injury population. *J Spinal Cord Med*, 31(5), 487-499. <https://doi.org/10.1080/10790268.2008.11753644>
- Jacobs, P. L. (2009). Effects of resistance and endurance training in persons with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc*, 41(5), 992-997. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318191757f>
- Jacobs, R. & van Ingen Schenau, G. J. (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *J Biomech*, 25(9), 953-965. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90031-u](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90031-u)
- Jacobson, G. P., Newman, C. W. & Kartush, J. M. (1993). *Handbook of balance function testing*. Mosby Elsevier Health Science.
- Jayaraman, A., Gregory, C. M., Bowden, M., Stevens, J. E., Shah, P., Behrman, A. L. & Vandenborne, K. (2006). Lower extremity skeletal muscle function in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 44(11), 680-687. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101892>
- Jayaraman, A., Shah, P., Gregory, C., Bowden, M., Stevens, J., Bishop, M., Walter, G., Behrman, A. & Vandenborne, K. (2008). Locomotor training and muscle function

- after incomplete spinal cord injury: case series. *J Spinal Cord Med*, 31(2), 185-193.
<https://doi.org/10.1080/10790268.2008.11760710>
- Johnson, R. L., Gerhart, K. A., McCray, J., Menconi, J. C. & Whiteneck, G. G. (1998). Secondary conditions following spinal cord injury in a population-based sample. *Spinal Cord*, 36(1), 45-50. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100494>
- Johnston, T. E., Finson, R. L., Smith, B. T., Bonaroti, D. M., Betz, R. R. & Mulcahey, M. J. (2003). Functional electrical stimulation for augmented walking in adolescents with incomplete spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 26(4), 390-400.
<https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11753711>
- Jørgensen, V. (2016). Falls in ambulatory individuals with spinal cord injury - Incidence, risk factors and perceptions of falls. *Karolinska Institutet*.
- Kamen, G. (2013). Research Methods in Biomechanics ID. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill & S. N. Whittlesey (Red.), *Research Methods in Biomechanics* (2. utg.). Human Kinetics Publishers.
- Kear, B. M., Guck, T. P. & McGaha, A. L. (2017). Timed Up and Go (TUG) Test: Normative Reference Values for Ages 20 to 59 Years and Relationships With Physical and Mental Health Risk Factors. *J Prim Care Community Health*, 8(1), 9-13.
<https://doi.org/10.1177/2150131916659282>
- Kian-Bostanabad, S. & Azghani, M. R. (2017). The relationship between RMS electromyography and thickness change in the skeletal muscles. *Med Eng Phys*, 43, 92-96. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.01.020>
- Kim, C. M., Eng, J. J. & Whittaker, M. W. (2004). Level walking and ambulatory capacity in persons with incomplete spinal cord injury: relationship with muscle strength. *Spinal Cord*, 42(3), 156-162. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101569>
- Kimura, J. (2013). *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice* (4. utg.). Oxford University Press.
- Kirshblum, S. (1999). Treatment alternatives for spinal cord injury related spasticity. *J Spinal Cord Med*, 22(3), 199-217. <https://doi.org/10.1080/10790268.1999.11719570>
- Kirshblum, S. & Waring, W., 3rd. (2014). Updates for the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 25(3), 505-517, vii. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2014.04.001>
- Kirshblum, S. C., Botticello, A. L., Dyson-Hudson, T. A., Byrne, R., Marino, R. J. & Lammertse, D. P. (2016). Patterns of Sacral Sparing Components on Neurologic

- Recovery in Newly Injured Persons With Traumatic Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(10), 1647-1655. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.02.012>
- Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M. J., Schmidt-Read, M. & Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med*, 34(6), 535-546. <https://doi.org/10.1179/204577211x13207446293695>
- Knorr, S., Brouwer, B. & Garland, S. J. (2010). Validity of the Community Balance and Mobility Scale in Community-Dwelling Persons After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(6), 890-896. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.02.010>
- Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. & Clarke, W. R. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol*, 4(1), 47-59. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)90026-4](https://doi.org/10.1016/1050-6411(94)90026-4)
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography, 1*.
- Kornetti, D. L., Fritz, S. L., Chiu, Y. P., Light, K. E. & Velozo, C. A. (2004). Rating scale analysis of the Berg Balance Scale. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7), 1128-1135. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.11.019>
- Kressler, J., Burns, P. A., Betancourt, L. & Nash, M. S. (2014). Circuit training and protein supplementation in persons with chronic tetraplegia. *Med Sci Sports Exerc*, 46(7), 1277-1284. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000250>
- La Porta, F., Caselli, S., Susassi, S., Cavallini, P., Tennant, A. & Franceschini, M. (2012). Is the Berg Balance Scale an internally valid and reliable measure of balance across different etiologies in neurorehabilitation? A revisited Rasch analysis study. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(7), 1209-1216. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.02.020>
- Landsforeningen for ryggmargsskade. (2012). *ABC om ryggmargsskade for helsepersonell N*. handikappforbund. Landsforeningen for ryggmargsskade.
- Langhammer, B. & Lindmark, B. (2007). Performance-Related Values for Gait Velocity, Timed Up-and-Go and Functional Reach in Healthy Older People and Institutionalized Geriatric Patients. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 25, 55-69. https://doi.org/10.1300/J148v25n03_04

- Lapointe, R., Lajoie, Y., Serresse, O. & Barbeau, H. (2001). Functional community ambulation requirements in incomplete spinal cord injured subjects. *Spinal Cord*, 39(6), 327-335. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101167>
- Lechner, H. E., Frotzler, A. & Eser, P. (2006). Relationship between self- and clinically rated spasticity in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(1), 15-19. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.07.312>
- Lee, G. E., Bae, H., Yoon, T. S., Kim, J. S., Yi, T. I. & Park, J. S. (2012). Factors that Influence Quiet Standing Balance of Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries. *Annals of rehabilitation medicine*, 36(4), 530-537. <https://doi.org/10.5535/arm.2012.36.4.530>
- Lee, S. S. M., Lam, T., Pahl, K. & Wakeling, J. M. (2020). Quantifying muscle coactivation in individuals with incomplete spinal cord injury using wavelets. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 73, 101-107. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.001>
- Lee, T. Q. & McMahon, P. J. (2002). Shoulder biomechanics and muscle plasticity: implications in spinal cord injury. *Clin Orthop Relat Res*, (403 Suppl), S26-36. <https://doi.org/10.1097/00003086-200210001-00004>
- Lemay, J. F., Duclos, C., Nadeau, S., Gagnon, D. & Desrosiers, É. (2014). Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*, 24(5), 739-746. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.013>
- Lemay, J. F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C. & Nadeau, S. (2013). Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture*, 38(2), 357-360. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.029>
- Lemay, J. F., Gagnon, D. H., Nadeau, S., Grangeon, M., Gauthier, C. & Duclos, C. (2014). Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. *J Neuroeng Rehabil*, 11, 8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-8>
- Lemay, J. F. & Nadeau, S. (2010). Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord*, 48(3), 245-250. <https://doi.org/10.1038/sc.2009.119>
- Lemay, J. F. & Nadeau, S. (2013). Potential of the smart balance master system to assess standing balance in people with incomplete spinal cord injury. *J Rehabil Med*, 45(1), 55-60. <https://doi.org/10.2340/16501977-1067>

- Levi, R., Hultling, C., Nash, M. S. & Seiger, A. (1995). The Stockholm spinal cord injury study: 1. Medical problems in a regional SCI population. *Paraplegia*, 33(6), 308-315. <https://doi.org/10.1038/sc.1995.70>
- Mao, H.-F., Hsueh, I.-P., Tang, P.-F., Sheu, C.-F. & Hsieh, C.-L. (2002). Analysis and Comparison of the Psychometric Properties of Three Balance Measures for Stroke Patients. *Stroke*, 33(4), 1022-1027. <https://doi.org/doi:10.1161/01.STR.0000012516.63191.C5>
- Marino, R. J., Barros, T., Biering-Sorensen, F., Burns, S. P., Donovan, W. H., Graves, D. E., Haak, M., Hudson, L. M. & Priebe, M. (2003). International Standards For Neurological Classification Of Spinal Cord Injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 26(sup1), S50-S56. <https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11754575>
- Maynard, F. M., Jr., Bracken, M. B., Creasey, G., Ditunno, J. F., Jr., Donovan, W. H., Ducker, T. B., Garber, S. L., Marino, R. J., Stover, S. L., Tator, C. H., Waters, R. L., Wilberger, J. E. & Young, W. (1997). International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord*, 35(5), 266-274. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100432>
- Maynard, F. M., Karunas, R. S. & Waring, W. P., 3rd. (1990). Epidemiology of spasticity following traumatic spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 71(8), 566-569.
- McKinley, W. O., Seel, R. T. & Hardman, J. T. (1999). Nontraumatic spinal cord injury: incidence, epidemiology, and functional outcome. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(6), 619-623. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90162-4](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90162-4)
- Melis, E. H., Torres-Moreno, R., Barbeau, H. & Lemaire, E. D. (1999). Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 37(6), 430-439. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100850>
- Mentiplay, B. F., Clark, R. A., Bower, K. J., Williams, G. & Pua, Y.-H. (2020). Five times sit-to-stand following stroke: Relationship with strength and balance. *Gait & Posture*, 78, 35-39. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.03.005>
- Merletti, R. & Muceli, S. (2019). Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *J Electromyogr Kinesiol*, 49, 102363. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>
- Milner-Brown, H. S., Stein, R. B. & Lee, R. G. (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 38(3), 245-254. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(75\)90245-x](https://doi.org/10.1016/0013-4694(75)90245-x)

- Milner-Brown, H. S., Stein, R. B. & Yemm, R. (1973). The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol*, 228(2), 285-306. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1973.sp010087>
- Mulroy, S. J., Farrokhi, S., Newsam, C. J. & Perry, J. (2004). Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(6), 925-934. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.090>
- Murphy, N. A. (2002). Deep venous thrombosis as a result of hypotonia secondary to intrathecal baclofen therapy: a case report. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(9), 1311-1312. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.34270>
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B. & Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(2), 125-135. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(98\)00062-x](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(98)00062-x)
- Nakamura, R., Hosokawa, T. & Tsuji, I. (1985). Relationship of muscle strength for knee extension to walking capacity in patients with spastic hemiparesis. *Tohoku J Exp Med*, 145(3), 335-340. <https://doi.org/10.1620/tjem.145.335>
- Nas, K., Yazmalar, L., Şah, V., Aydın, A. & Öneş, K. (2015). Rehabilitation of spinal cord injuries. *World J Orthop*, 6(1), 8-16. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.8>
- Nashner, L. M. & Peters, J. F. (1990). Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. *Neurol Clin*, 8(2), 331-349.
- Nazmi, N., Abdul Rahman, M. A., Yamamoto, S.-I., Ahmad, S. A., Zamzuri, H. & Mazlan, S. A. (2016). A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions. *Sensors*, 16(8), 1304. <https://www.mdpi.com/1424-8220/16/8/1304>
- New, P. W. & Marshall, R. (2014). International Spinal Cord Injury Data Sets for non-traumatic spinal cord injury. *Spinal Cord*, 52(2), 123-132. <https://doi.org/10.1038/sc.2012.160>
- NorSCIR. (2015). Årsrapport for 2014 med plan for forbedringstiltak.
- Nuhlicek, D. N., Spurr, G. B., Barboriak, J. J., Rooney, C. B., el Ghatit, A. Z. & Bongard, R. D. (1988). Body composition of patients with spinal cord injury. *Eur J Clin Nutr*, 42(9), 765-773.

- Podsiadlo, D. & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39(2), 142-148.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J. & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clin Rehabil*, 14(4), 402-406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Rantanen, T., Guralnik, J. M., Izmirlian, G., Williamson, J. D., Simonsick, E. M., Ferrucci, L. & Fried, L. P. (1998). Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. *Am J Phys Med Rehabil*, 77(4), 299-305.
<https://doi.org/10.1097/00002060-199807000-00008>
- Rekand, T., Hagen, E. M. & Grønning, M. (2012). Spasticity following spinal cord injury. *Tidsskr Nor Laegeforen*, 132(8), 970-973. <https://doi.org/10.4045/tidsskr.10.0872>
- Rossignol, S., Dubuc, R. & Gossard, J.-P. (2006). Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiological Reviews*, 86(1), 89-154.
<https://doi.org/10.1152/physrev.00028.2005>
- Rossignol, S. & Frigon, A. (2011). Recovery of Locomotion After Spinal Cord Injury: Some Facts and Mechanisms. *Annual Review of Neuroscience*, 34(1), 413-440.
<https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-061010-113746>
- Raastad, T. & Paulsen, G. (2010). Styrketrening - i teori og praksis. I P. E. Refsnes, B. R. Rønnestad & A. R. Wisnes (Red.), (4. utg., s. 19-36). Gyldendal Undervisning.
- Sandrow-Feinberg, H. R., Izzi, J., Shumsky, J. S., Zhukareva, V. & Houle, J. D. (2009). Forced exercise as a rehabilitation strategy after unilateral cervical spinal cord contusion injury. *J Neurotrauma*, 26(5), 721-731.
<https://doi.org/10.1089/neu.2008.0750>
- Saraf, P., Rafferty, M. R., Moore, J. L., Kahn, J. H., Hendron, K., Leech, K. & Hornby, T. G. (2010). Daily stepping in individuals with motor incomplete spinal cord injury. *Phys Ther*, 90(2), 224-235. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090064>
- Scivoletto, G., Romanelli, A., Mariotti, A., Marinucci, D., Tamburella, F., Mammone, A., Cosentino, E., Sterzi, S. & Molinari, M. (2008). Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(3), 259-264. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181626ab0>
- Shah, P. K., Stevens, J. E., Gregory, C. M., Pathare, N. C., Jayaraman, A., Bickel, S. C., Bowden, M., Behrman, A. L., Walter, G. A., Dudley, G. A. & Vandenborne, K. (2006). Lower-extremity muscle cross-sectional area after incomplete spinal cord

- injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(6), 772-778.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.028>
- Sheerin, F. (2004). Spinal cord injury: anatomy and physiology of the spinal cord. *Emerg Nurse*, 12(8), 30-36. <https://doi.org/10.7748/en2004.12.12.8.30.c1178>
- Sköld, C., Levi, R. & Seiger, A. (1999). Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(12), 1548-1557.
[https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90329-5](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90329-5)
- Sloan, K. E., Bremner, L. A., Byrne, J., Day, R. E. & Scull, E. R. (1994). Musculoskeletal effects of an electrical stimulation induced cycling programme in the spinal injured. *Paraplegia*, 32(6), 407-415. <https://doi.org/10.1038/sc.1994.67>
- Srisim, K., Saengsuwan, J. & Amatachaya, S. (2015). Functional assessments for predicting a risk of multiple falls in independent ambulatory patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 38(4), 439-445. <https://doi.org/10.1179/2045772313y.0000000186>
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F. & van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(3), 375-387. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.08.005>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A. & Mollinger, L. (2002). Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Phys Ther*, 82(2), 128-137.
<https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128>
- Stone, W. J., Stevens, S. L., Fuller, D. K. & Caputo, J. L. (2018). Strength and Step Activity After Eccentric Resistance Training in Those With Incomplete Spinal Cord Injuries. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 24(4), 343-352.
<https://doi.org/10.1310/sci17-00052>
- Stone, W. J., Stevens, S. L., Fuller, D. K. & Caputo, J. L. (2019). Ambulation and physical function after eccentric resistance training in adults with incomplete spinal cord injury: A feasibility study. *J Spinal Cord Med*, 42(4), 526-533.
<https://doi.org/10.1080/10790268.2017.1417804>
- Stålberg, E. & Falck, B. (1997). The role of electromyography in neurology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 103(6), 579-598.
[https://doi.org/10.1016/s0013-4694\(97\)00138-7](https://doi.org/10.1016/s0013-4694(97)00138-7)
- Tinetti, M. E., Speechley, M. & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*, 319(26), 1701-1707.
<https://doi.org/10.1056/nejm198812293192604>

- Türker, H. & Sözen, H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise. I. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.5772/56167>
- Tyson, S. F. & Connell, L. A. (2009). How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clin Rehabil*, 23(9), 824-840. <https://doi.org/10.1177/0269215509335018>
- Ulkar, B., Yavuzer, G., Guner, R. & Ergin, S. (2003). Energy expenditure of the paraplegic gait: comparison between different walking aids and normal subjects. *Int J Rehabil Res*, 26(3), 213-217. <https://doi.org/10.1097/00004356-200309000-00008>
- Unger, J., Chan, K., Scovil, C. Y., Craven, B. C., Mansfield, A., Masani, K. & Musselman, K. E. (2019). Intensive Balance Training for Adults With Incomplete Spinal Cord Injuries: Protocol for an Assessor-Blinded Randomized Clinical Trial. *Phys Ther*, 99(4), 420-427. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzy153>
- van Hedel, H. J., Dietz, V. & Curt, A. (2007). Assessment of walking speed and distance in subjects with an incomplete spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*, 21(4), 295-301. <https://doi.org/10.1177/1545968306297861>
- van Hedel, H. J., Wirz, M. & Dietz, V. (2005). Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: validity and reliability of 3 walking tests. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(2), 190-196. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.02.010>
- Vandenborne, K., Elliott, M. A., Walter, G. A., Abdus, S., Okereke, E., Shaffer, M., Tahernia, D. & Esterhai, J. L. (1998). Longitudinal study of skeletal muscle adaptations during immobilization and rehabilitation. *Muscle Nerve*, 21(8), 1006-1012. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(199808\)21:8<1006::aid-mus4>3.0.co;2-c](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199808)21:8<1006::aid-mus4>3.0.co;2-c)
- von Tscharner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(6), 433-445. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00030-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00030-4)
- Wall, B. T., Dirks, M. L., Snijders, T., Senden, J. M., Dolmans, J. & van Loon, L. J. (2014). Substantial skeletal muscle loss occurs during only 5 days of disuse. *Acta Physiol (Oxf)*, 210(3), 600-611. <https://doi.org/10.1111/apha.12190>
- Wall, B. T. & van Loon, L. J. (2013). Nutritional strategies to attenuate muscle disuse atrophy. *Nutr Rev*, 71(4), 195-208. <https://doi.org/10.1111/nure.12019>
- Waters, R. L., Adkins, R. H., Yakura, J. S. & Sie, I. (1994). Motor and sensory recovery following incomplete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(3), 306-311. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90034-5](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90034-5)

- Waters, R. L., Yakura, J. S., Adkins, R. & Barnes, G. (1989). Determinants of gait performance following spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 70(12), 811-818.
- Waters, R. L., Yakura, J. S. & Adkins, R. H. (1993). Gait performance after spinal cord injury. *Clin Orthop Relat Res*, (288), 87-96.
- Wattanaprakornkul, D., Cathers, I., Halaki, M. & Ginn, K. A. (2011). The rotator cuff muscles have a direction specific recruitment pattern during shoulder flexion and extension exercises. *J Sci Med Sport*, 14(5), 376-382.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.01.001>
- Weir, J. P., Housh, D. J., Housh, T. J. & Weir, L. L. (1995). The Effect of Unilateral Eccentric Weight Training and Detraining on Joint Angle Specificity, Cross-Training, and the Bilateral Deficit. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(5), 207-215. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.5.207>
- Weiss, A., Suzuki, T., Bean, J. & Fielding, R. A. (2000). High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. *Am J Phys Med Rehabil*, 79(4), 369-376; quiz 391-364. <https://doi.org/10.1097/00002060-200007000-00009>
- Wijnberg, I. D. & Franssen, H. (2016). The potential and limitations of quantitative electromyography in equine medicine. *Vet J*, 209, 23-31.
<https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2015.07.024>
- Wilmet, E., Ismail, A. A., Heilporn, A., Welraeds, D. & Bergmann, P. (1995). Longitudinal study of the bone mineral content and of soft tissue composition after spinal cord section. *Paraplegia*, 33(11), 674-677. <https://doi.org/10.1038/sc.1995.141>
- Windhorst, U. (2007). Muscle proprioceptive feedback and spinal networks. *Brain Research Bulletin*, 73(4), 155-202.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2007.03.010>
- Wirz, M., Müller, R. & Bastiaenen, C. (2010). Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(1), 70-77. <https://doi.org/10.1177/1545968309341059>
- Wirz, M. & van Hedel, H. J. A. (2018). Balance, gait, and falls in spinal cord injury. *Handb Clin Neurol*, 159, 367-384. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63916-5.00024-0>
- Wolf, S. L., Catlin, P. A., Gage, K., Gurucharri, K., Robertson, R. & Stephen, K. (1999). Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Phys Ther*, 79(12), 1122-1133.
- Yang, J. F. & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical*

Medicine and Rehabilitation, 65(9), 517-521.

<http://europepmc.org/abstract/MED/6477083>

Young, R. R. (1994). Spasticity: a review. *Neurology*, 44(11 Suppl 9), S12-20.

Tabelloversikt

Tabell 2.1: Internasjonale standarder for nevrologisk klassifisering av ryggmargsskade. Hentet fra Ditunno et al. (1994).	9
Tabell 2.2: ASIA nøkkelmuskler. Hentet fra (ASIA and ISCoS International Standards Committee, 2019).	9
Tabell 2.3: Berg balanseskala. Hentet fra Berg et al. (1992). Oversatt av Bergland et al. (2004)	15
Tabell 3.1: Inklusjons- og eksklusjonskriterier i studien	23
Tabell 3.2: Berg balanseskala kortversjon	26
Tabell 4.1: Demografiske egenskaper presentert i gjennomsnitt (SD).	31
Tabell 4.2: Skadespesifikke parametere av deltagerne med inkomplett ryggmargsskade	32
Tabell 4.3: Beskriver hvor mye prosent av maksimal muskelkraft deltagerne benyttet under de ulike øvelsene på BBS, samt forskjellen mellom gruppene. Målt i høyre og venstre m. vastus lateralis og m. biceps femoris.	39

Figuroversikt

Figur 2.1: Skjematisk illustrasjon av ryggmargen (A), samt vertebrae og ryggmargsnivåer i sagittalplan (B). Hentet fra De Leener et al. (2016).....	5
Figur 2.2: De internasjonale standarder for nevrologisk klassifisering av ryggmargsskade (ISNCSCI) scoringsskjema. Hentet fra (International Standards for Neurological Classification of SCI (ISNCSCI) Worksheet).....	8
Figur 2.3: Illustrasjon av tetraplegi og paraplegi Det blå feltet viser området av kroppen med motorisk og/eller sensorisk funksjonstap. Hentet fra Drugs.com	10
Figur 2.4: Illustrasjon av utførelsen av timed up and go. Hentet fra Chan et al. (2017).....	16
Figur 3.1: Viser utførelsen av en maksimal voluntær kontraksjon under en knefleksjon. Ankelen er festet i en kraftsensor (MuscleLab, Ergotest Innovations, Stathelle, Norway) montert på veggen.	24
Figur 3.2: Viser et eksempel på hvordan elektrodene er festet under øvelsen «stå på et ben» på Berg balanseskala	25
Figur 3.3: Viser påmonterte elektroder på m. vastus lateralis, samt en elektrode på epicondylus lateralis femoris.....	28
Figur 4.1: Flytskjema av forespørsel om inklusjon i studien.	33
Figur 4.2: Forskjellen mellom maksimal isometrisk kontraksjon i øvelsen knefleksjon og kneekstensjon målt i newton, for RMS pasienter og kontroller; RMS, ryggmargsskade; N, newton; Antall stjerner (*) indikerer resultatets signifikansnivå. Hvor (*) $p < 0,05$ og (**) $p < 0,01$, (***) $p < 0,001$	33
Figur 4.3: Presenterer forholdet mellom kraft målt i Newton (rød) og EMG (svart) av høyre m. vastus lateralis under MVC for kneekstensjon for en deltager med RMS (A) og en deltager i kontrollgruppen (B) som benyttet omtrent lik kraft. N, Newton; MVC, maksimal voluntær kontraksjon.	34

Figur 4.4: (A); 10 meter gangtest presentert i tiår og meter per sekund for personer med RMS og referanseverdier hentet fra Bohannon (1997), og (B); Time up and go presentert i tiår og sekunder for personer med RMS og referanseverdier hentet fra Kear et al. (2017) (B); RMS, ryggmargsskade; M/S, meter per sekund; REF, referanseverdi. 35

Figur 4.5: Fremstilling av korrelasjonen mellom 10MWT (A,B,E) og TUG (C, D, F) med styrke i underekstremitetene. 10MWT, 10 meter gangtest; TUG, timed up and go; N, newton 36

Figur 4.6: Forholdet mellom berg balanseskala og 10 meter gangtest (A) og timed up and go (B) for pasienter med ryggmargsskade. 10MWT, 10 meter gangtest; m/s, meter per sekund; TUG, timed up and go; BBS, Berg balanseskala. 37

Figur 4.7: Forholdet mellom BBS og maksimal isometrisk muskelstyrke i benpress for RMS pasienter (A) og kontroller (B), samt et gjennomsnitt av kraft for knefleksjon og kneekstensjon for RMS pasienter (C) og kontroller (D). N, newton; BBS, Berg balanseskala; RMS, ryggmargsskade. 38

Figur 4.8: Beskriver maksimal muskelaktivering (%MVC) under BBS for RMS og kontroll gruppen. Eksempelvis brukte deltagere med RMS, når de står på et ben, omtrent 40% MVC, mens friske kontroller brukte omtrent 10% MVC under samme aktivitet. RMS, ryggmargsskade; Antall stjerner (*) indikerer signifikansnivå: (*) $p < 0,05$, (**) $p < 0,01$, (***) $p < 0,001$ 41

Forkortelser

AIS	ASIA Impairment Scale
AP	Aksjonspotensial
ASIA	American Spinal Injury Association
ATP	Adenosintrifosfat
BBS	Berg balanseskala
CSA	Muskeltverrsnittareal
EMG	Elektromyografi
KMI	Kroppsmasseindeks
MVC	Maksimal voluntær kontraksjon
N	Newton
REF	Referanseverdi
RMS	Ryggmargsskade
ROM	Range of motion
SNS	Sentralnervesystemet
SCIM III	Spinal Cord Independence Measure III
TUG	Timed up and go

Vedlegg 1

Vil du delta i forskningsprosjektet Muskulære faktorer og balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade?

Formålet med prosjektet og hvorfor du blir spurt

Dårlige balanse kan føre til flere fall blant personer med ryggmargsskade som har bevart stå og/eller gangfunksjon. Fall kan føre til alvorlige skader og sykehusinnleggelse. Formålet med dette mastergradsprosjektet er å undersøke om det er sammenheng mellom muskelstyrke og muskelaktivering i de store muskelgruppene i beina og balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade i tidlig fase etter skade.

Dette er et spørsmål til deg om å delta i dette forskningsprosjektet. Du blir spurt om å delta fordi du har en inkomplett ryggmargsskade og er innlagt til primærrehabilitering ved Sunnaas sykehus HF.

Hva innebærer PROSJEKTET for deg?

Hvis du sier ja til å være med i denne studien, vil du, når du er innlagt på Sunnaas sykehus, bli innkalt til en undersøkelse ved Klinisk Fysiologisk laboratorium (KF-lab). Testene som du skal gjennomføre i forbindelse med prosjektet vil foregå innenfor tidsrammen i det planlagte oppholdet ditt på Sunnaas. I prosjektet skal du gjennomføre ulike balansetester (Berg Balanseskala). Balansetestene er hyppig brukt på sykehuset og vil vanligvis bli testet under ditt opphold. I tillegg vil det bli målt muskelaktivitet i beina, som måles med (trådløs) elektromyografi (EMG). Dette gjøres ved at noen sensorer festes på huden over muskulaturen. Du skal også gjennomføre en test hvor vi måler din maksimale lårmuskelstyrke, på begge bein, i sittende posisjon. I tillegg skal du utføre en 10 meter gangtest, og en test hvor du skal reise deg opp fra en stol (time-up-and-go-test). Til slutt skal du fylle ut et spørreskjema om

ditt funksjonsnivå og om dine evner til å utføre daglige aktiviteter. Testene vil til sammen ta ca. 2 timer og vil bli utført sammenhengende, på samme dag.

I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. Opplysningene vil bli hentet fra din pasientjournal, hvor det vil bli registrert fødselsår, kjønn, kroppshøyde, skadeomfang, skadenivå og tid siden skaden oppstod. Samtykket du gir lagres i et elektronisk samtykkeregister ved Sunnaas sykehus. Dataene som registreres om deg vil bli oppbevart på en sikker server. Aidentifisert navneliste passende til deltakernummer vil være nedlåst på Klinisk Fysiologisk laboratorium, Sunnaas Sykehus.

Mulige fordeler og ulemper

En fordel av å være med i studien er at dine balanseferdigheter og (lår)muskelstyrke blir kartlagt. Dette vil kunne brukes i en individuelt tilpasset treningsanbefaling. ‘

En ulempe med å være med i studien er at du må sette av tid til gjennomføring av undersøkelsen og at du kan bli noe sliten og støl/stiv i muskulaturen etter å ha gjennomført undersøkelsene. I tillegg kan det være en liten risiko for fallsituasjoner under balansetesten. Det vil imidlertid alltid være minst to personer til stede under testene for bl.a. å sikre at fall ikke skjer. Om fall likevel skulle inntreffe, følges ordinære rutiner for beredskap og vakthavende lege varsles.

Frivillig deltakelse og mulighet for å trekke ditt samtykke

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for deg eller din behandling hvis du ikke vil delta eller senere velger å trekke deg. Dersom du trekker tilbake samtykket, vil det ikke forskes videre på dine helseopplysninger. Du kan kreve innsyn i opplysningene som er lagret om deg, og opplysningene vil da utleveres innen 30 dager. Du kan også kreve at dine helseopplysninger i prosjektet slettes.

Adgangen til å kreve destruksjon, sletting eller utlevering gjelder ikke dersom materialet eller opplysningene er anonymisert eller publisert. Denne adgangen kan også begrenses dersom opplysningene er inngått i utførte analyser.

Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte prosjektleder (se kontaktinformasjon på siste side).

Hva skjer med OPPLYSNINGENE om deg?

Opplysningene som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet under formålet med prosjektet, og planlegges brukt til (senest) 31.12.2023. Eventuelle utvidelser i bruk og oppbevaringstid kan kun skje etter godkjenning fra REK og andre relevante myndigheter. Du har rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg og rett til å få korrigeret eventuelle feil i de opplysningene som er registrert. Du har også rett til å få innsyn i sikkerhetstiltakene ved behandling av opplysningene. Du kan klage på behandlingen av dine opplysninger til Datatilsynet og institusjonen sitt personvernombud.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger (=kodete opplysninger). En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en koblingsliste. Det er kun Vegard Strøm og Matthijs Wouda som har tilgang til denne listen.

Publisering av resultater er en nødvendig del av forskningsprosessen. All publisering skal gjøres slik at enkeltdeltakere ikke skal kunne gjenkjennes, men vi plikter å informere deg om at vi ikke kan utelukke at det kan skje.

Opplysningene om deg vil bli oppbevart i fem år etter prosjektslutt (01.01.2029) av kontrollhensyn.

Forsikring

Deltagerne er forsikret gjennom pasientskadeloven under testingen på Sunnaas Sykehus.

Godkjenninger

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst D) har gjort en forskningsetisk vurdering og godkjent prosjektet (referansenr 352478). Prosjektet er også godkjent av Personvernombudet ved Sunnaas sykehus ved NSD, Norsk senter for forskningsdata AS (ref.nr 637499).

Kontaktopplysninger

Dersom du har spørsmål til prosjektet kan du ta kontakt med Matthijs Wouda (prosjektmedarbeider), telefon: 995 90 770, e-post: matthijs.wouda@sunnaas.no eller Vegard Strøm (prosjektleder), telefon: 90632891, e-post: vegard.strom@sunnaas.no.

Dersom du har spørsmål om personvernet i prosjektet, kan du kontakte personvernombudet ved institusjonen Jan Robert Ernsten: jaerns@sunnaas.no

JEG SAMTYKKER TIL Å DELTA I PROSJEKTET MUSKULÆRE FAKTORER OG
BALANSEFERDIGHETER HOS PERSONER MED INKOMPLETT
RYGGMARGSSKADE, OG TIL AT MINE PERSONOPPLYSNINGER BRUKES SLIK
DET ER BESKREVET

Sted og dato

Deltakers signatur

Deltakers navn med trykte bokstaver

Vedlegg 2

DELTAKERE SØKES TIL FRISK KONTROLLGRUPPE I forskningsprosjektet «Muskulære faktorer og balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade?»

Formålet med prosjektet og hvorfor du blir spurt

Dårlige balanse kan føre til flere fall blant personer med ryggmargsskade som har bevart stå og/eller gangfunksjon. Fall kan føre til alvorlige skader og sykehusinnleggelse. Formålet med dette forskningsprosjektet er å undersøke hvordan muskelstyrke og muskelaktivering i de store muskelgruppene i beina påvirker balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade.

Du blir spurt om å delta fordi det er behov for en frisk kontrollgruppe, matchet på alder og kjønn, som kan bidra med referanseverdier for variabler som blir samlet inn i prosjektet.

Hva innebærer PROSJEKTET for deg?

Hvis du sier ja til å være med i denne studien, vil du, bli innkalt til en undersøkelse ved Klinisk Fysiologisk laboratorium (KF-lab). Du vil da i dette prosjektet inngå i en kontrollgruppe, hvor du skal gjennomføre balansetester, kalt Berg Balansetest, samtidig som din muskelaktivitet i beina måles med (trådløs) elektromyografi (EMG). Dette gjøres ved at sensorer festes på huden over muskulaturen. Ta derfor på løse klær slik at det er lett å feste elektrodene. Du skal også gjennomføre en test hvor vi måler din maksimale lårmuskelstyrke, på begge bein, i sittende posisjon. I tillegg skal du utføre en 10 meter gangtest, og en test hvor du skal reise deg opp fra en stol (time-up-and-go-test). Testene vil til sammen ta ca. 2 timer og vil bli utført sammenhengende, på samme dag.

I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. Opplysninger som registreres er fødselsår, kjønn og kroppshøyde. Samtykket du gir lagres i et elektronisk samtykkeregister

ved Sunnaas sykehus. Dataene som registreres om deg vil bli oppbevart på en sikker server. Aidentifisert navneliste passende til deltakernummer vil være nedlåst på Klinisk Fysiologisk laboratorium på Sunnaas Sykehus.

Mulige fordeler og ulemper

En fordel av å være med i studien er at dine balanseferdigheter og (lår)muskelstyrke blir kartlagt.

En ulempe med å være med i studien er at man skal sette av tid til gjennomføring av undersøkelsen og at man kan bli noe sliten støl/stiv i muskulaturen etter å ha gjennomført undersøkelsene

Frivillig deltakelse og mulighet for å trekke ditt samtykke

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for deg. Dersom du trekker tilbake samtykket, vil det ikke forskes videre på dine opplysninger gitt i prosjektet. Du kan kreve innsyn i opplysningene som er lagret om deg, og opplysningene vil da utleveres innen 30 dager. Du kan også kreve at dine opplysninger i prosjektet slettes.

Adgangen til å kreve destruksjon, sletting eller utlevering gjelder ikke dersom materialet eller opplysningene er anonymisert eller publisert. Denne adgangen kan også begrenses dersom opplysningene er inngått i utførte analyser.

Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte prosjektleder (se kontaktinformasjon på siste side).

Hva skjer med OPPLYSNINGENE om deg?

Opplysningene som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet under formålet med prosjektet, og planlegges brukt til (senest) 31.12.2023. Eventuelle utvidelser i bruk og oppbevaringstid kan kun skje etter godkjenning fra REK og andre relevante myndigheter. Du har rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg og rett til å få korrigerert eventuelle feil i de opplysningene som er registrert. Du har også rett til å få innsyn i sikkerhetstiltakene ved behandling av opplysningene. Du kan klage på behandlingen av dine opplysninger til Datatilsynet og institusjonen sitt personvernombud.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger (=kodete opplysninger). En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en koblingsliste. Det er kun Vegard Strøm og Matthijs Wouda som har tilgang til denne listen.

Publisering av resultater er en nødvendig del av forskningsprosessen. All publisering skal gjøres slik at enkeltdeltakere ikke skal kunne gjenkjennes, men vi plikter å informere deg om at vi ikke kan utelukke at det kan skje.

Opplysningene om deg vil bli oppbevart i fem år etter prosjektslutt (01.01.2029) av kontrollhensyn.

Forsikring

Deltakere i prosjektet omfattes av Pasientskadeloven.

Godkjenninger

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst D) har gjort en forskningsetisk vurdering og godkjent prosjektet, referansenr. 352478.

Prosjektet er også godkjent av Personvernombudet ved Sunnaas sykehus og NSD, Norsk senter for

forskningsdata AS (ref.nr. 637499)

Sunnaas sykehus og prosjektleder Vegard Strøm er ansvarlig for personvernet i prosjektet.

Kontaktopplysninger

Dersom du har spørsmål til prosjektet kan du ta kontakt med Matthijs Wouda (prosjektmedarbeider), telefon: 995 90 770, e-post: matthijs.wouda@sunnaas.no eller Vegard Strøm (prosjektleder), telefon: 90632891, e-post: vegard.strom@sunnaas.no.

Dersom du har spørsmål om personvernet i prosjektet, kan du kontakte personvernombudet ved institusjonen Jan Robert Ernsten: jaerns@sunnaas.no

JEG SAMTYKKER TIL Å DELTA I PROSJEKTET OG TIL AT MINE
PERSONOPPLYSNINGER BRUKES SLIK DET ER BESKREVET

Sted og dato

Deltakers signatur

Deltakers navn med trykte bokstaver

Vedlegg 3

Spinal Cord Independence Measure III. (SCIM III).

Egenpleie.

1. Spising (oppdeling, åpne bokser, helle, bringe mat til munnen, holde en kopp med væske).

- 0. Må mates, trenger sonde eller total hjelp til å bli matet via munn
- 1. Trenger delvis assistanse til å spise og/eller drikke, eller for å holde hjelpemidler
- 2. Spiser uavhengig, trenger spesialtilpasninger eller hjelp til å dele opp mat og /eller hjelp til å helle og/eller hjelp til å åpne emballasje.
- 3. Spiser og drikke selvstendig, trenger ikke hjelp eller tilrettelegging/hjelpemidler.

2. Kroppsvask (bruk av såpe, vaske seg, tørke kropp og hode, bruke vannkraner).

A. Overkropp

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger hjelp til enkelte oppgaver
- 2. Vasker seg selvstendig med spesielle teknikker/innretninger/hjelpemidler (stih)
- 3. Vasker seg selvstendig uten spesielle teknikker eller hjelpemidler

B. Underkropp

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger hjelp til enkelte oppgaver
- 2. Vasker seg selvstendig, men må bruke spesielle teknikker/innretninger/hjelpemidler
- 3. Vasker seg selvstendig uten spesielle teknikker eller hjelpemidler

3. Av/påkledning (klær, sko, permanente ortoser: Kle på, ha på, kle av).

A. Overkropp

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger hjelp til enkelte oppgaver i.f.t. klær uten knapper, glidelåser eller lisser (kukgl)
- 2. Selvstendig i.f.t. **kukgl**, men trenger tilrettelegging eller hjelpemidler
- 3. Selvstendig i.f.t. **kukgl**, trenger ingen **stih**, trenger hjelp eller tilrettelegging i.f.t. **kgl**
- 4. Kler på seg alle typer klær selvstendig, trenger ikke hjelp eller tilrettelegging

B. Underkropp

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger hjelp til enkelte oppgaver i.f.t. klær uten knapper, glidelåser eller lisser (kukgl)
- 2. Selvstendig i.f.t. **kukgl**, men trenger tilrettelegging eller hjelpemidler
- 3. Selvstendig i.f.t. **kukgl**, trenger ingen **stih**, trenger hjelp eller tilrettelegging i.f.t. **kgl**
- 4. Kler på seg alle typer klær selvstendig, trenger ikke hjelp eller tilrettelegging

4. Personlig stell (vaske hender og ansikt, børste tenner, kjemme hår, barbere seg, sminke seg)

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger hjelp til enkelte oppgaver
- 2. Selvhjulpen med bruk av hjelpemidler
- 3. Selvhjulpen uten bruk av hjelpemidler
- Delsum (0-20)

Respirasjon og Sfinkterfunksjon

6. Respirasjon

- 0. Er avhengig av trakeostomi og tube (TT) og permanent eller intermitterende assistert ventilasjon (iav)
- 2. Puster uavhengig med TT, trenger oksygen, mye hosteassistanse eller TT-administrasjon
- 4. Puster uavhengig med TT, trenger litt hjelp til å hoste eller TT-administrasjon
- 6. Puster uavhengig uten TT, trenger oksygen, mye hosteassistanse, maske el. Bipap
- 8. Puster uavhengig uten TT, trenger litt assistanse eller hostestimulering
- 10. Puster uavhengig uten assistanse eller spesialordninger/hjelpemidler

6. Sfinkterfunksjon - Blære

- 0. Permanent kateter
- 3. Resturinivolum (RUV) > 100ml, ingen regelmessig kateterisering eller SIK/RIK
- 6. RUV < 100ml eller regelmessig selvkateterisering; trenger hjelp til å få klargjort kateterutstyret
- 9. Intermitterende selvkateterisering, bruker uridom, trenger ikke hjelp til klargjøring
- 11. Intermitterende selvkateterisering, kontinent mellom kateteriseringene, bruker ikke uridom
- 13. RUV < 100ml, trenger bare uridom, trenger ikke hjelp med tapping
- 15. RUV < 100ml, kontinent, trenger ikke bruke noen hjelpemidler

7. Sfinkterfunksjon – tarm

- 0. Uregelmessig el. veldig sjelden avføring (mindre enn 1 gang pr. 3 dager)
- 5. Regelmessig avføring, men trenger assistanse (anvende ”suppository”), sjeldne uhell (< 2ganger pr. måned)
- 8. Regelmessig avføring, uten assistanse, sjeldne uhell (< 2ganger pr. måned)
- 10. Regelmessig avføring, uten assistanse og uten uhell

8. Bruk av toalett (underlivshygiene, ordne klær av/på før og etter, bruk av toalettpapir eller bleier)

- 0. Trenger hjelp til alt
- 1. Trenger delvis hjelp, tørker ikke seg selv
- 2. Trenger delvis hjelp, tørker seg selv

4. Bruker toalettet selvstendig i alle oppgaver, men trenger hjelpemidler eller tilrettelegging
5
5. Bruker toalettet selvstendig, trenger ikke hjelpemidler eller tilrettelegging

Delsum (0-40)

Mobilitet (rom og toalett)

9. Mobilitet i sengeliggende og tiltak for å forebygge trykksår

0. Trenger hjelp i alle aktiviteter: Snu overkroppen i seng, snu underkroppen i seng, sette seg opp i seng, gjøre push-ups i rullestol, med eller uten hjelpemidler, men ikke med elektriske hjelpemidler
2. Utfører en av aktivitetene uten hjelp
4. Utfører 2 eller 3 av aktivitetene uten hjelp
6. Utfører alle aktivitetene i seng samt trykkavlastning (push-ups) selvstendig

10. Forflytning: Seng - rullestol (sette bremsene på, ta av/på fotstøttene, ta av/sette på armlenene, forflytte seg, løfte føttene på plass)

0. Trenger hjelp til alt
1. Trenger delvis hjelp og/el. veiledning, og/el. hjelpemidler (eks. Brett, slide)
2. Selvstendig (eller bruker ikke rullestol)

11. Forflytninger: Rullestol – toalett (Hvis bruk av toalettstol: Forflytning til og fra. Hvis bruk av rullestol: Sette bremsene på, ta av/på fotstøttene, ta av/sette på armlenene, forflytte seg, løfte føttene på plass)

0. Trenger hjelp til alt
1. Trenger delvis hjelp og/el. veiledning, og/el. hjelpemidler (eks. Brett, slide)
2. Selvstendig (eller bruker ikke rullestol)

Mobilitet (innendørs og utendørs, på jevnt underlag)

12. Mobilitet innendørs

0. Trenger hjelp til alt
1. Trenger elektrisk rullestol eller trenger delvis hjelp til å kjøre manuell rullestol
2. Forflytter seg selvstendig i manuell rullestol
3. Trenger veiledning når vedkommende går (med eller uten hjelpemidler)
4. Går med rollator eller krykker (sving)

5. Går med krykker eller 2 stokker (resiprok gåing)
6. Går med 1 stokk
7. Trenger bare leggortose
8. Går uten gånghjelpemidler

13. Mobilitet på kort distanse (10 – 100m)

0. Trenger hjelp til alt
1. Trenger elektrisk rullestol eller trenger delvis hjelp til å kjøre manuell rullestol
2. Forflytter seg selvstendig i manuell rullestol
3. Trenger veiledning når vedkommende går (med eller uten hjelpemidler)
4. Går med rollator eller krykker (sving)
5. Går med krykker eller 2 stokker (resiprok gåing)
6. Går med 1 stokk
7. Trenger bare leggortose
8. Går uten gånghjelpemidler

14. Mobilitet utendørs (>100m)

0. Trenger hjelp til alt
1. Trenger elektrisk rullestol eller trenger delvis hjelp til å kjøre manuell rullestol
2. Forflytter seg selvstendig i manuell rullestol
3. Trenger veiledning når vedkommende går (med eller uten hjelpemidler)
4. Går med rollator eller krykker (sving)
5. Går med krykker eller 2 stokker (resiprok gåing)
6. Går med 1 stokk
7. Trenger bare leggortose
8. Går uten gånghjelpemidler

15. Trappegange

0. Klarer ikke gå opp/ ned trapp
1. Klarer å gå opp og ned minst 3 trinn med hjelp eller veiledning av en annen person
2. Klarer å gå opp og ned minst 3 trinn ved å holde seg i gelender og/el. krykke el. stokk
3. Klarer å gå opp og ned minst 3 trinn uten støtte eller veiledning

16. Forflytninger: Rullestol – bil (Plassere rullestol i.f.t. bil, sette bremsene på rullestolen, fjerne armlener og fotstøtter, forflytte seg til og fra bil, løfte rullestolen inn i og ut av bilen)

0. Trenger hjelp til alt

1. Trenger delvis hjelp og/el. veiledning og/el. hjelpemidler/tilrettelegging

2. Forflytter seg selvstendig, trenger ikke hjelpemidler (eller trenger ikke rullestol)

17. Forflytninger: Gulv - rullestol

0. Må ha hjelp

1. Forflytter seg selvstendig med eller uten hjelpemidler (eller trenger ikke rullestol)

Delsum (0-40) Totalsum (0-100)

Catz et al. (2007)

Vedlegg 4

[Meldeskjema](#) / [Balanseferdigheter og muskulære mekanismer hos personer med in...](#) / Vurdering

Vurdering

Referansenummer

637499

Prosjekttittel

Balanseferdigheter og muskulære mekanismer hos personer med inkomplett ryggmargsskade.

Behandlingsansvarlig institusjon

Sunnaas sykehus HF

Prosjektperiode

15.10.2021 - 30.12.2023

[Meldeskjema](#) 

Dato

21.12.2021

Type

Standard

Kommentar

BAKGRUNN

Prosjektet er vurdert og godkjent med vilkår etter helseforskningsloven § 10 av Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) i vedtak av 19.11.2021, deres referanse 352478 (se under Tillatelser).

VURDERING

Det er vår vurdering at behandlingen vil være i samsvar med personvernlovgivningen, så fremt den gjennomføres i tråd med det som er dokumentert i meldeskjemaet den 21.12.2021 med vedlegg, samt i meldingsdialogen mellom innmelder og NSD. Behandlingen kan starte.

VURDERING AV BEHOV FOR DPIA

Prosjektet behandler særlige kategorier av personopplysninger (helseopplysninger) om en sårbar gruppe (pasienter med ryggmargsskade), noe som kan utløse en plikt til å foreta personvernkonsekvensvurdering (DPIA).

NSD har vurdert at det ikke var behov for å gjøre en DPIA jf. personvernforordningen art. 35 nr. 1 for dette prosjektet. Dette var basert på en helhetsvurdering der følgende momenter ble vektlagt:

- De registrerte samtykker til bruk av sine personopplysninger
- De registrerte får god informasjon om behandlingen av personopplysningene og sine rettigheter
- Prosjektet har en ryddig og oversiktlig dataflyt
- Få personer har tilgang til personopplysningene/koblingsnøkkel
- Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) har gjort en forskningsetisk vurdering av prosjektet og godkjent det
- Det behandles forholdsvis få opplysninger

TYPE OPPLYSNINGER OG VARIGHET

Prosjektet vil behandle alminnelige personopplysninger, særlige kategorier av personopplysninger om helseforhold frem til 30.12.2023. Etter prosjektslutt skal opplysningene oppbevares i fem år av dokumentasjonshensyn. Enhver tilgang til prosjektdataene skal da være knyttet til behovet for etterkontroll. Prosjektdata skal da ikke være tilgjengelig for prosjektet.

Prosjektleder og forskningsansvarlig institusjon er ansvarlig for at opplysningene oppbevares av-identifisert i denne perioden, dvs. atskilt i en nøkkel- og en datafil. Etter disse fem årene skal data slettes eller anonymiseres.

LOVLIG GRUNNLAG

Prosjektet vil innhente samtykke fra de registrerte til behandlingen av personopplysninger. Vår vurdering er at prosjektet legger opp til et samtykke i samsvar med kravene i art. 4 nr. 11 og 7, ved at det er en frivillig, spesifikk, informert og utvetydig bekreftelse, som kan dokumenteres, og som den registrerte kan trekke tilbake.

For alminnelige personopplysninger vil lovlig grunnlag for behandlingen være den registrertes samtykke, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 a.

For særlige kategorier av personopplysninger vil lovlig grunnlag for behandlingen være den registrertes uttrykkelige samtykke, jf. personvernforordningen art. 6 nr. 1 a, jf. personvernforordningen art. 9 nr. 2 a, jf. personopplysningsloven § 10, jf. § 9 (2).

PERSONVERNPRINSIPPER

NSD vurderer at den planlagte behandlingen av personopplysninger vil følge prinsippene i personvernforordningen:

- om lovlighet, rettferdighet og åpenhet (art. 5.1 a), ved at de registrerte får tilfredsstillende informasjon om og samtykker til behandlingen
- formålsbegrensning (art. 5.1 b), ved at personopplysninger samles inn for spesifikke, uttrykkelig angitte og berettigede formål, og ikke viderebehandles til nye uforenlige formål
- dataminimering (art. 5.1 c), ved at det kun behandles opplysninger som er adekvate, relevante og nødvendige for formålet med prosjektet
- lagringsbegrensning (art. 5.1 e), ved at personopplysningene ikke lagres lengre enn nødvendig for å oppfylle formålet.

DE REGISTRERTES RETTIGHETER

NSD vurderer at informasjonen om behandlingen som de registrerte vil motta oppfyller lovens krav til form og innhold, jf. art. 12.1 og art. 13.

Så lenge de registrerte kan identifiseres i datamaterialet vil de ha følgende rettigheter: innsyn (art. 15), retting (art. 16), sletting (art. 17), begrensning (art. 18) og dataportabilitet (art. 20).

Vi minner om at hvis en registrert tar kontakt om sine rettigheter, har behandlingsansvarlig institusjon plikt til å svare innen en måned.

UNNTAK FRA RETTEN TIL SLETTING

I utgangspunktet har alle som registreres i forskningsprosjektet rett til å få slettet opplysninger som er registrert om dem. Etter helseforskningsloven § 16 tredje ledd vil imidlertid adgangen til å kreve sletting av sine helseopplysninger ikke gjelde dersom materialet eller opplysningene er anonymisert, dersom materialet etter bearbeidelse inngår i et annet biologisk produkt, eller dersom opplysningene allerede er inngått i utførte analyser. Regelen henviser til at sletting i slike situasjoner vil være svært vanskelig og/eller ødeleggende for forskningen, og dermed forhindre at formålet med forskningen oppnås.

Etter personvernforordningen art 17 nr. 3 d kan man unnta fra retten til sletting dersom behandlingen er nødvendig for formål knyttet til vitenskapelig eller historisk forskning eller for statistiske formål i samsvar med artikkel 89 nr. 1 i den grad sletting sannsynligvis vil gjøre det umulig eller i alvorlig grad vil hindre at målene med nevnte behandling nås.

NSD vurderer dermed at det kan gjøres unntak fra retten til sletting av helseopplysninger etter helseforskningslovens § 16 tredje ledd og personvernforordningen art 17 nr. 3 d, når materialet er bearbeidet slik at det inngår i et annet biologisk produkt, eller dersom opplysningene allerede er inngått i utførte analyser.

Vi presiserer at helseopplysninger inngår i utførte analyser dersom de er sammenstilt eller koblet med andre opplysninger eller prøvesvar. Vi gjør oppmerksom på at øvrige opplysninger må slettes og det kan ikke innhentes ytterligere opplysninger fra deltakeren.

FØLG DIN INSTITUSJONS RETNINGSLINJER

NSD legger til grunn at behandlingen oppfyller kravene i personvernforordningen om riktighet (art. 5.1 d), integritet og konfidensialitet (art. 5.1. f) og sikkerhet (art. 32).

For å forsikre dere om at kravene oppfylles, må prosjektansvarlig følge interne retningslinjer/rådføre dere med behandlingsansvarlig institusjon.

MELD VESENTLIGE ENDRINGER

Dersom det skjer vesentlige endringer i behandlingen av personopplysninger, kan det være nødvendig å melde dette til NSD ved å oppdatere meldeskjemaet. Før du melder inn en endring, oppfordrer vi deg til å lese om hvilken type endringer det er nødvendig å

melde:

<https://www.nsd.no/personverntjenester/fyll-ut-meldeskjema-for-personopplysninger/melde-endringer-i-meldeskjema>
Du må vente på svar fra NSD før endringen gjennomføres.

OPPFØLGING AV PROSJEKTET

NSD vil følge opp underveis (hvert annet år) og ved planlagt avslutning for å avklare om behandlingen av personopplysningene er avsluttet/pågår i tråd med den behandlingen som er dokumentert.

Kontaktperson hos NSD: Jørgen Wincentzen

Lykke til med prosjektet!

Vedlegg 5



Region: REK sør-øst D	Saksbehandler: Silje U. Lauvrak	Telefon: 22845520	Vår dato: 19.11.2021	Vår referanse: 352478
---------------------------------	---	-----------------------------	--------------------------------	---------------------------------

Vegard Strøm

Prosjektsøknad: Balanseferdigheter og muskulære mekanismer hos personer med inkomplett ryggmargsskade

Søknadsnummer: 352478

Forskningsansvarlig institusjon: Sunnaas sykehus HF

Prosjektsøknad godkjennes med vilkår

Søkers beskrivelse

Formålet med prosjektet er å undersøke om muskelstyrke og muskelaktivering i de store muskelgruppene i underekstremitetene korrelerer med balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade i tidlig fase etter skade. Dårlig balanse kan øke risikoen for fall. Hvis balansen forbedres hos en pasient med ryggmargsskade, vil det ha en positiv innflytelse også i enhver dagliglivsaktivitet. Studien kan bidra til å identifisere muskulære faktorer som kan ha betydning for fallforebyggende strategier.

Prosjektet gjennomføres som en tverrsnittsstudie hvor vi vil rekruttere 15 personer med ryggmargsskade som er innlagt til primærrehabilitering ved Sunnaas sykehus HF, samt 15 friske personer til en kontrollgruppe, matchet på alder og kjønn. Deltagerne i begge grupper vil gjennomføre Berg Balanse test (kort versjon) samtidig med måling av elektromyografi (EMG) på flere store muskler i underekstremitetene. Den relative muskelaktiveringen vil bli beregnet på bakgrunn av EMG-målinger under maksimal voluntær kontraksjon (MVC) i de utvalgte musklene. Det vil også bli gjennomført en 10 meter gangtest for å kartlegge gangevne, i tillegg til time-up-and-go-test som er en tidsbestemt gangtest som gir en indikasjon på personens balanse, mobilitet og generelle funksjonsevne. Vi vil også benytte et spørreskjema for å kartlegge deltakernes funksjonsnivå og evne til å utføre daglige aktiviteter. Alle testene vil gjennomføres ved Klinisk-Fysiologisk laboratorium på Sunnaas sykehus.

Vi viser til søknad mottatt 21.09.2021 for ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) i møtet 27.10.2021. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

REKs vurdering

Prosjektets formål er å undersøke om muskelstyrke og muskelaktivering i de store muskelgruppene i underekstremitetene korrelerer med balanseferdigheter hos personer med inkomplett ryggmargsskade i tidlig fase etter skade. Det skal inkluderes 15 pasienter med ryggmargsskade som er innlagt til primærrehabilitering ved Sunnaas sykehus HF, samt en kontrollgruppe på 15 friske personer som er matchet på alder og kjønn. Alle deltagere skal være over 18 år.

Deltagelse innebærer at det gjøres en kortversjon av Berg Balansetest for å kartlegge funksjonell balanse og fallrisiko, og at det gjøres målinger av elektrisk aktivitet med elektromyografi (EMG) på flere store muskler i underekstremitetene. I tillegg skal deltagerne besvare spørreskjemaer om funksjonsnivå og selvstendighet i daglige aktiviteter. Det skal også innhentes følgende opplysninger fra pasientjournal: fødselsdato, kjønn, skadeomfang (AIS-klassifisering), skadenivå, skadedato og skadeårsak.

Det oppgis følgende rekrutteringsprosedyre: «Potensielle deltakere vil bli identifisert gjennom teamkoordinator ved sykehusets ryggmargsskadeavdeling som vil kontakte de aktuelle pasientene for å gi informasjon og forespørsel om ønsket deltagelse i prosjektet. Ved ønske om inklusjon, vil prosjektmedarbeider Matthijs Wouda kontaktes av teamkoordinatoren. Etter medisinsk vurdering godkjenner avdelingsoverlegen deretter eventuell deltagelse.» Komiteen har ingen innvendinger til denne prosedyren.

Kontrollgruppen skal ifølge protokollen rekrutteres blant sykehusets ansatte. Komiteen har ingen innvendinger til dette, men forutsetter at rekrutteringen skjer ved oppslag og ikke ved aktiv rekruttering.

Etter komiteens syn er dette et nyttig prosjekt, og deltagelse innebærer små ulemper for deltagerne. Det kan imidlertid være en liten risiko for fallsituasjoner under balansetesten, og komiteen ber om en nærmere redegjørelse for hvilke tiltak som er gjort for å unngå fall, samt hvordan dette vil bli håndtert dersom det inntreffer.

Komiteen har også noen kommentarer til informasjonsskrivet:

- Det opplyses om at studien «vil kunne bidra til å øke kunnskapen om hvordan balanseferdighetene kan gjenvinnes gjennom et rehabiliteringsprogram blant annet for å forhindre fall». Dette er noe misvisende, da det kan forstås som at deltakerne skal være med på uttesting av rehabiliteringsprogrammet. Komiteen ber om at setningen strykes eller omskrives.
- Det informeres om følgende: «I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. Opplysninger som registreres er fødselsår, kjønn, kroppshøyde, skadeomfang, skadenivå og tid siden skaden oppstod». Det må fremkomme tydeligere at disse opplysningene innhentes fra pasientjournalen.
- Det må opplyses om beredskapen i prosjektet, jamfør komiteens merknad over.
- Det må utarbeides et separat informasjonsskriv til kontrollgruppen, der det fremkommer hva konkret deltagelse vil innebære for dem.

På denne bakgrunn setter komiteen følgende vilkår for godkjenning:

- Det må utarbeides en beredskapsplan for prosjektet.
- Informasjonsskrivet må revideres i henhold til komiteens merknader, og det må utarbeides et eget skriv til kontrollene.

- Beredskapsplan, samt reviderte informasjonsskriv, skal ettersendes komiteen på skjemaet 'Endring og/eller henvendelse', og skal godkjennes av komiteens leder før studien igangsettes.

Vedtak

REK har gjort en helhetlig forskningsetisk vurdering av alle prosjektets sider. Prosjektet godkjennes med hjemmel i helseforskningsloven § 10, under forutsetning av at ovennevnte vilkår er oppfylt.

Vi gjør samtidig oppmerksom på at etter ny personopplysningslov må det også foreligge et behandlingsgrunnlag etter personvernforordningen. Det må forankres i egen institusjon.

I tillegg til vilkår som fremgår av dette vedtaket, er godkjenningen gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknad og protokoll, og de bestemmelser som følger av helseforskningsloven med forskrifter.

Tillatelsen gjelder til 31.12.2023. Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene likevel bevares inntil 31.12.2028. Forskningsfilen skal oppbevares atskilt i en nøkkel- og en opplysningsfil. Opplysningene skal deretter slettes eller anonymiseres, senest innen et halvt år fra denne dato.

Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder for «Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse og omsorgssektoren».

Komiteens avgjørelse var enstemmig.

Sluttmelding

Prosjektleder skal sende sluttmelding til REK på eget skjema via REK-portalen senest 6 måneder etter sluttdato 31.12.2023, jf. helseforskningsloven § 12. Dersom prosjektet ikke starter opp eller gjennomføres meldes dette også via skjemaet for sluttmelding.

Søknad om endring

Dersom man ønsker å foreta vesentlige endringer i formål, metode, tidsløp eller organisering må prosjektleder sende søknad om endring via portalen på eget skjema til REK, jf. helseforskningsloven § 11.

Klageadgang

Du kan klage på REKs vedtak, jf. forvaltningsloven § 28 flg. Klagen sendes på eget skjema via REK portalen. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom REK opprettholder vedtaket, sender REK klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag (NEM) for endelig vurdering, jf. forskningsetikkloven § 10 og helseforskningsloven § 10.

Med vennlig hilsen

Pål Aukrust
Prof.em. Dr.med
Leder

Silje U. Lauvrak
Seniorrådgiver
REK sør-øst D

Kopi til:

Sunnaas sykehus HF

Vedlegg 6



Region:	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato:	Vår referanse:
REK sør-øst D	Silje U. Lauvrak	22845520	16.12.2021	352478

Vegard Strøm

352478 Balanseferdigheter og muskulære mekanismer hos personer med inkomplett ryggmargsskade

Forskningsansvarlig: Sunnaas sykehus HF

Søker: Vegard Strøm

REKs svar på generell henvendelse

Viser til informasjon om beredskap og reviderte informasjonsskriv mottatt 16.12.2021.

Komiteens leder vurderer at beredskapen er tilfredstillende slik det er beskrevet i tilbakemeldingen.

Informasjonsskrivene er også i tråd med komiteens vilkår for godkjenning, og komiteen tar skrивene til orientering.

Studien kan dermed igangsettes.

Vennlig hilsen

Silje U. Lauvrak
Seniorrådgiver
REK sør-øst

Vennlig hilsen
Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk

Denne e-posten er sendt automatisk fra REK og kan ikke besvares