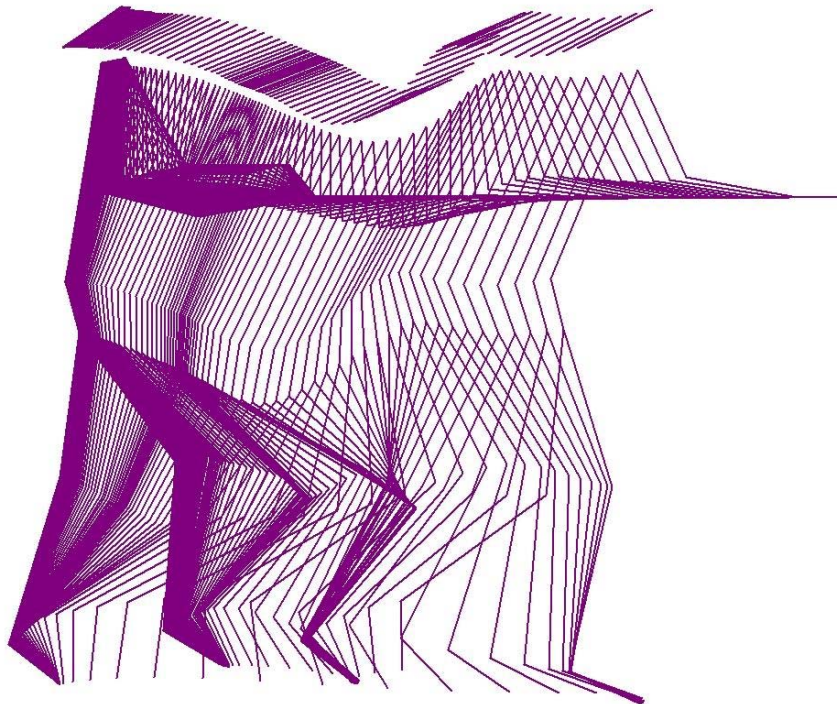


”Ergonomisk Optimal Sengehåndtering”

Hospitalsseng med MagicDrive Technology

Funktionsmodellen

Biomekanisk belastningsvurdering



Udarbejdet af

Gisela Sjøgaard, Professor, ph.d., dr.med.

Shadi Samir Chreiteh, medicoingeniør

Henrik Baare Olsen, medicoingeniør

Institut for Idræt og Biomekanik, Syddansk Universitet

December 2010

Problemformulering

Ved håndtering af senge udsættes serviceassistenter på hospitalerne for en række fysiske faktorer, når sengene trækkes og skubbes samt kroppen derved vrides og bøjes under høje belastninger med sengetransport. Det gælder fx når en tung seng skal drejes rundt om et hjørne ind i en stue. Her skal sengen tvinges til at skifte retning og farten bremses ned, og serviceassistenterne må vride i kroppen for at dreje og accelerere op. Hertil kommer situationer, hvor sammenstød skal undgås i en travl hverdag med forhindringer, der kræver pludselige opbremsninger og undvigemanøvrer, som kan give akutte skader. Ligeledes kræver det mange manøvre at placere en seng korrekt i stuer med trange pladsforhold.

Nærværende delprojekt er en evaluering af muskel- og skeletbelastninger samt den oplevede anstrengelse ved anvendelse af ny udviklet hospitalsseng "funktionsmodellen" sammenlignet med en "traditionel" hospitalsseng.

Denne delrapport skal danne grundlag for at vurdere følgende SUCCESKRITERIER:

1. Målinger viser en signifikant reduktion af de anvendte kræfter ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng.
2. På grundlag af målinger og accepterede metoder vurderes det, at der er en væsentlig reduktion i nedslidning ved anvendelse af funktionsmodellen frem for en traditionel seng.
3. Personalet finder det klart fordelagtigt samt væsentligt belastningsreducerende at anvende funktionsmodellen frem for en traditionel seng.

Følgende hypoteser testes ved anvendelse af accepterede metoder:

- 1) Der er en væsentlig nedsættelse af den oplevede anstrengelsesgrad ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng.
- 2) Der er en signifikant reduktion af de anvendte kræfter ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng.
- 3) Der er en væsentlig reduktion i risiko for nedslidning ved anvendelse af funktionsmodellen frem for en traditionel seng som følge af
 - a. nedsat muskelaktivering og
 - b. nedsat ledbelastning.

Forsøgsprotokol

Forsøgspersoner og forsøgsgang

Undersøgelsen udførtes på 10 service assistenter (5 kvinder og 5 mænd). Desværre var der tekniske problemer og manglende data på to af deltagerne, som derfor ikke indgår i de endelige opgørelser.

Følgende arbejdsituationer er udført:

- 1) 4 standardiserede operationer med igangsætning/opbremsning med hospitalsseng
 - Igangsættelse ved skub fremad, **i gang frem**
 - Igangsættelse ved træk bagud, **i gang bagud**
 - Opbremsning fremad, **brems frem**
 - Opbremsning bagud, **brems bagud**
- 2) 7 praktiske operationer i en laboratorieopsætning af hospitalsgang/sengestue
 - Køre seng ned ad lang hospitalsgang, **lige hospitalsgang**
 - Køre seng ned ad lang hospitalsgang med forhindringer, **forhindringer**
 - Dreje seng 360 grader for enden af en hospitalsgang, **drejning**
 - Køre seng ind på stue, **ind på stue**
 - Køre seng ind på 2 sengs stue ned snævre pladsforhold, **ind på 2stue**
 - Parkere seng parallelt med væg ved siden af sengebord, **til sengebord**
 - Køre seng ud af stue, **ud af stue**

Forsøgsgangen er udført med en funktionsmodel af en hospitalsseng der er baseret på MagicDrive Technology (MDT) og en traditionel hospitalsseng uden dette (TRA).

Testdag

Deltagerne mødte i biomekaniklaboratoriet på IOB, SDU og startede med at gennemgå de senge operationer, som der er beskrevet ovenfor. Inden brug af funktionsmodellen var der ekstra tid til at blive instrueret i brugen af den, samt lære den at kende. Der skal dog gøres opmærksom på, at ingen af deltagerne kunne opnå fuld rutine i brug af funktionsmodellen. Det var hensigten, at den skulle have været til rådighed ude på hospitalet, så deltagerne kunne vænne sig til den i deres eget miljø. På grund af forskelligt tidspres kunne det dog ikke nås.

Der blev påmonteret monitoreringsudstyr på deltagerne til måling af muskelaktivitet (EMG elektroder) og kinematik (refleks markører), se nedenfor.

Deltagerne udførte maksimale kontraktioner af de muskler, som EMG blev afledt fra, så alle registreringer kunne udtrykkes i % af musklens maksimale aktivering.

De 11 forskellige senge operationer pr. forsøgsperson er udført 2 gange i randomiseret rækkefølge mellem traditionel seng (TRA) og funktionsmodellen (MDT). Dvs. ved halvdelen gennemførtes operationerne først med traditionel seng (TRA) og ved den anden halvdel med funktionsmodellen (MDT).

Metode og måling

Der laves belastningsvurderinger ud fra:

- Selvvurderet anstrengelsesgrad (rating of perceived exertion, RPE på en skala fra 6-20)
- Muskelaktivitet (elektromyografi, EMG)
- 3D kraftpåvirkninger målt på hænderne og opsamlet synkront med EMG
- Videoptagelse, synkroniseret med kraft og EMG
- Kinematiske målinger
- Biomekaniske beregninger for de 4 standardiserede operationer med igangsætning/opbremsning

Selvvurderet anstrengelsesgrad

Efter hver seance blev deltagerne spurgt om deres selvvurderede anstrengelse RPE (Rating of Perceived Exertion), på en skala fra 6-20. Denne skala er udviklet og valideret til fysisk helkropsarbejde (Borg, 1962; Borg & Lindenholm, 1967), hvor 6 svare til en hjertefrekvens på 60 slag per minut og 20 til 200 slag per minut som gennemsnit på en stor gruppe personer. Vurderingen er dermed et udtryk for den samlede fysiologiske belastning.

Muskelaktivitet (EMG)

EMG måles på følgende muskler (højre og venstre side):

- **Nakke/skulder** musklen trapezius, **m. TRA**
- **Skulder** musklen deltoideus mindsterste del, **m. DM**
- **Lænderyg** musklen erecta spina i L4/L5, **m. ES**
- **Hånd/fingre strækning:** Underarmens extensor muskler, extensor carpi radialis, **m. ECR**
- **Hånd/fingerbøjning:** Underarms flexor muskler, flexor carpi radialis, **m. FCR**

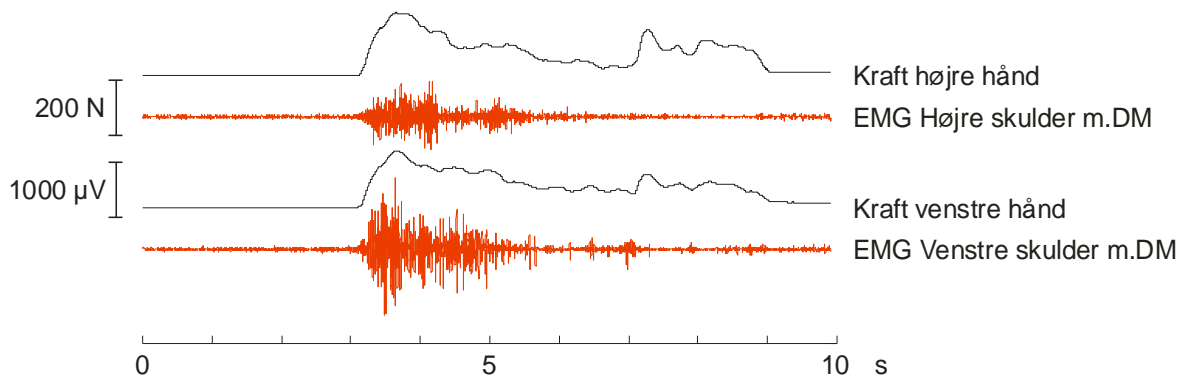
På hver forsøgsperson er påmonteret 20 elektroder på de 10 ovenstående muskler til EMG måling, hvorefter der udføres MVC (maximum voluntary contraction). Dette bruges til at normalisere alle registreringer til % af musklernes maximale kapacitet. Elektroder er påsat efter standarder fra SENIAM, som findes på siden www.seniam.org. I figur 1 ses et EMG signal synkront med en kraftregistrering.

Ved de 4 standardiserede operationer er EMG beregnet som en RMS amplitude værdi over en fast tid. Denne er ved igangsætning frem og tilbage analyseret i en tidsperiode på 3 sekunder, startet fra berøring af håndtaget. Ved opbremsning frem og tilbage er der analyseret i en tilsvarende tidsperiode på 1 sekund, som startet et sekund før slip af håndtaget.

Ved de 7 praktiske operationer er EMG beregnet som en RMS amplitude værdi over hele arbejdsperioden. (fra berøring af håndtaget til slip af håndtaget igen). Tiderne kan derfor variere mellem personerne og arbejdsoperationerne.

Figur 1

Registrering af EMG signal samt med kraften på hånden fra en enkelt person under operationen: igangsættelse ved skub fremad. Tiden er angivet i sekunder (s).



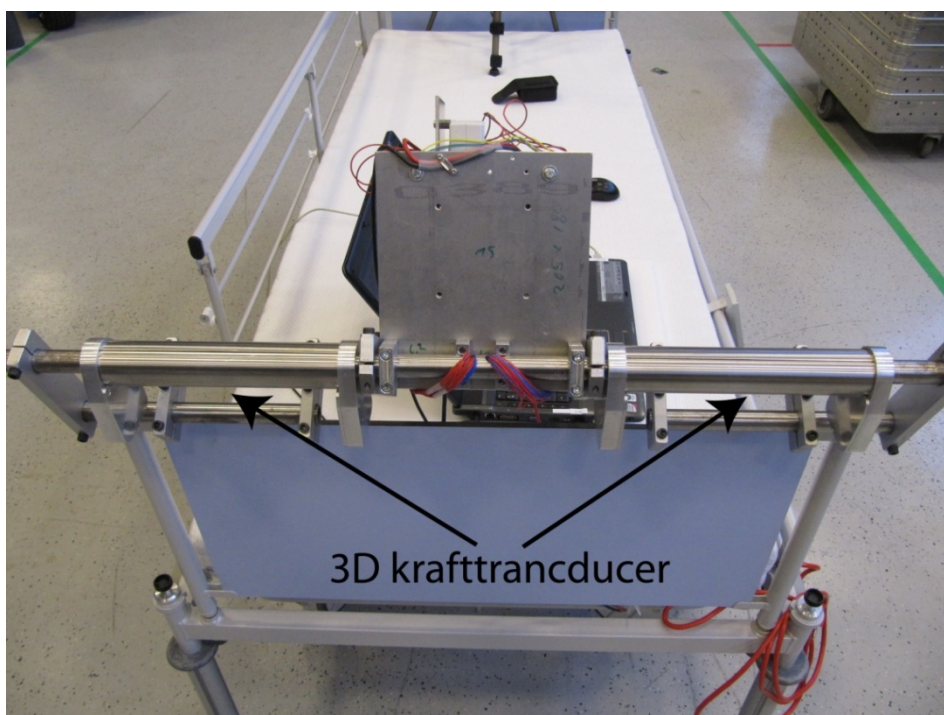
3D kraftpåvirkninger

I sengegærdets bøjle, hvor serviceassistenterne holde med hånden under transport, er der udviklet en krafttransducer, der separat for hver hånd kan måle håndens kraftpåvirkning på sengen i 3 dimensioner. Målemetoden er strain gauge baseret.

De konkrete analyser for kraft målingerne i hænderne er den maksimale værdi (peak) indenfor de samme tidsperioder som ved EMG analyserne ovenfor.

Figur 2

Kraft-håndtag på seng med tredimensionel, 3D krafttransducer angivet med pile.



Videoptagelser

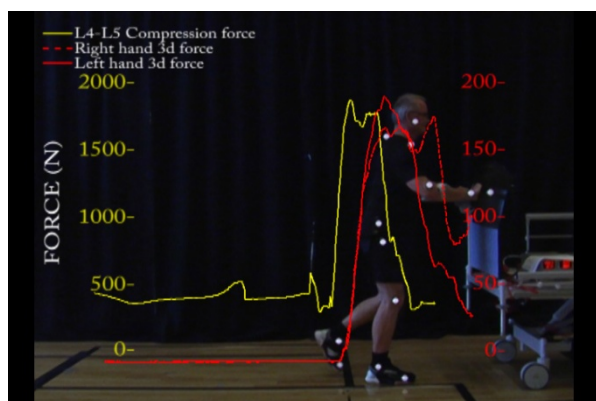
Dernæst påføres 13 refleks markør på personen, som anvendes til de kinematiske målinger (video registrering/ganganalyse). Og der gennemgås de 4 + 7 forskellige sengeoperationer, som beskrevet før. Målingerne foregår i biomekaniklaboratoriet på IOB, SDU. Se nedenstående videoklip.

Figur 3

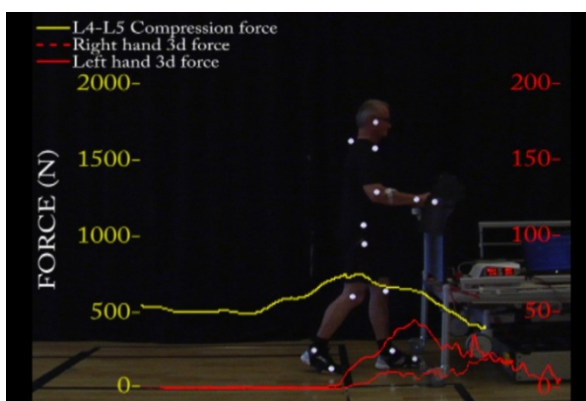
A: igangsætning frem med TRA, B: igangsætning frem med MDT,

C: opbremsning bagud med TRA, D: opbremsning bagud med MDT.

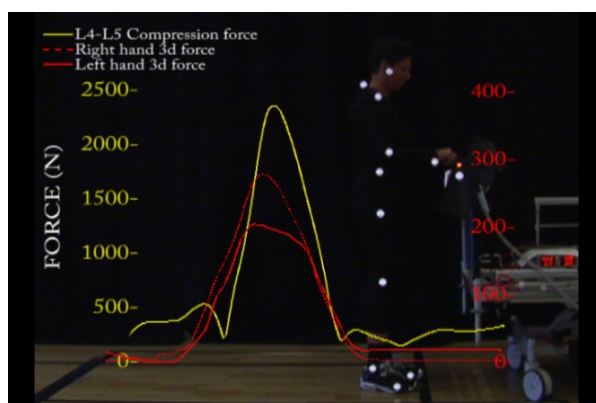
Ved at klikke på billederne kan man se videosekvensen af den pågældende sengeoperation.



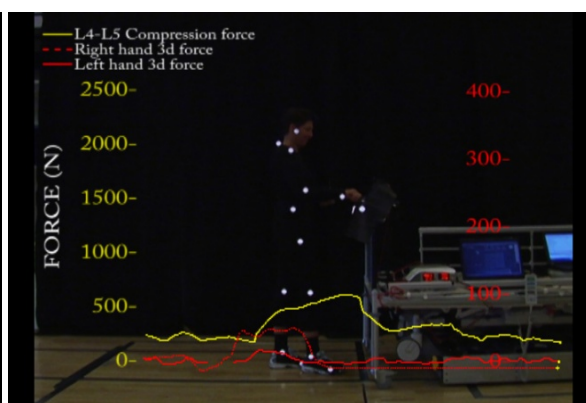
A



B



C



D

Kinematiske målinger

Der anvendes et videobaseret analysesystem, som ud fra video billeder kan digitaliserede refleks markører til beregning af ledpositioner og efterfølgende beregne stikdiagrammer af personerne. Disse data sammen med antropometriske data danner grundlaget for de videre beregninger. Beregninger af ledvinkler, hastigheder og accelerationer betegnes også kinematisk analyse og kan fx også give forflytningshastigheder af sengeoperationer.

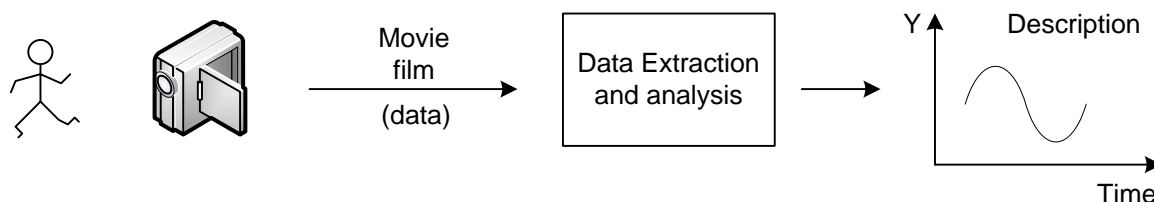
Biomekaniske beregninger

Endvidere giver disse data mulighed for kvantitativt at beskrive biomekaniske belastninger i lænderyg (kompressions- og forskydningskraft) samt i skulderen momentet i sagittalplan (fleksion/ekstension) (Sjøgaard, 1995; Norman & McGill, 1993). Konkret er belastninger beregnet for lænderyggens hvirvel L4/L5, da der særligt hyppigt i relation til denne er rapporteret besvær (Schibye & Bartels, 1998). De samme modeller er i Danmark tidligere anvendt til vurdering af arbejdsbelastninger blandt renovationsarbejdere (Schibye *et al.*, 1997) og plejepersonale (Skotte & Fallentin, 2008).

De konkrete beregninger er foretaget samlet for de største kraft målt i såvel højre som venstre hånd under den enkelte arbejdsoperation.

Figur 4

Fremstilling af analysegangen ved biomekaniske analyser.



Analyse af data samt statistik

Der er store individuelle forskelle mellem forskellige service assistenter, når de udfører operationer med sengetransport. Disse forskelle kan bl.a. være afhængige af køn, højde, alder og vægt. Derfor er undersøgelsen gennemført på en gruppe personer, der bredt afspejler serviceassistenterne på disse variable, således at undersøgelsen er generelt dækkende for denne persongruppe. Det betyder også, at der er betydelig spredning på de indsamlede data. Derfor er data præsenteret med gennemsnitsværdier og standardafvigelser. For at afdække om der er statistisk signifikant forskel mellem funktionsmodellen, MDT, og den traditionelle seng, TRA, er der anvendt parret t-test. Signifikansniveauet er sat til $p = 0,05$, som er et generelt accepteret niveau til denne form for undersøgelser.

Resultater og diskussion

Forsøgsdeltagere

Forsøgsserien er gennemført med fuldstændige data på 8 serviceassistenter fra OUH (4 kvinder og 4 mænd), som har lang anciennitet, så de er rutinerede i brug af den traditionelle seng (se tabel 1).

Tabel 1

Data for de deltagende serviceassistenter

Forsøgsperson	Anciennitet (år)	Alder (år)	Køn	Højde (cm)	Vægt (kg)	BMI	Sengehåndtag højde (cm)
fp2	1,5	40	M	176	74,7	24	110
fp3	9	45	F	175	79,9	26	106
fp4	14	48	F	168	68	24	106
fp5	18	46	F	163	68,5	26	106
fp6	13	60	M	175	80	26	110
fp7	10	47	M	180	84	26	106
fp8	7,5	32	F	169	55	19	106
fp9	10	57	M	184	85,1	25	111
Middelværdi	10,38	46,88		173,75	74,40	25	107,63
Standard afvigelse	4,89	8,85		6,80	10,15	2	2,26

Selvurderet anstrengelse

Der var en tendens til at den oplevede anstrengelsesgrad var lidt lavere med den nye funktionelle seng, MDT, end med den traditionelle seng, TRA under de fire standardoperationer med igangsætning og opbremsning (se tabel 2). Ud af de 8 deltagere var der i de tre operationer kun 2 der havde højere anstrengelsesgrad ved funktionsmodellen sammenlignet med den traditionelle seng. Dvs. 75 % af serviceassistenterne oplevede disse operationer var lettere med den nye funktionelle seng, MDT, end med den traditionelle seng, TRA. Ved de andre 7 praktiske operationer var forskellene mindre, men fortsat således af færre oplevede den nye funktionsmodel mere anstrengende end den traditionelle.

Gennemsnitsværdier er givet i tabel 3. Dette er et bemærkelsesværdigt fund, da den ringe tilvæning til MDT kunne medføre betydelig højere selvoplevet anstrengelse. Når serviceassistenterne har vænnet sig til brug af funktionsmodellen er der derfor begrundet forventning om, at den oplevede anstrengelse vil reduceres og derved blive betydelig lavere end for den traditionelle seng.

Tabel 2

Selvurderet anstrengelse ved standardiserede operationer med sengetransport på en skala fra 6-20. Der var ingen statistisk signifikante forskelle mellem MDT og TRA.

Funktionsmodel MDT

Køn	I gang frem	I gang bagud	Brems frem	Brems bagud
M	9	9	12	12
F	6	6	7	7
F	8	7	7	8
F	6	9	8	10
M	10	9	9	9
M	8	9	11	12
F	9	9	11	9
M	6	7	8	10
Middelværdi	7,75	8,13	9,13	9,63
Standard afvigelse	1,58	1,25	1,96	1,77

Traditionel seng TRA

Køn	I gang frem	I gang bagud	Brems frem	Brems bagud
M	12	9	10	9
F	15	13	15	12
F	9	9	9	9
F	13	12	12	10
M	11	12	13	12
M	6	8	7	6
F	6	6	13	6
M	8	10	14	9
Middelværdi	10,00	9,88	11,63	9,13
Standard afvigelse	3,30	2,36	2,72	2,30

Tabel 3

Selvvurderet anstrengelse ved praktiske operationer med sengetransport ad hospitalsgang og i stuer på en skala fra 6-20. Der var ingen statistisk signifikante forskelle mellem MDT og TRA.

	<i>lige gang</i>	<i>forhindring</i>	<i>drejning</i>	<i>ind i stue</i>	<i>ind i 2stue</i>	<i>til sengebord</i>	<i>ud af stue</i>
MDT							
gennemsnit	9,1	10,9	9,1	9,1	10,3	9,4	9,4
min-max	7-12	9-15	6-12	7-12	9-13	7-12	7-13
TRA							
gennemsnit	9,3	10,5	10,0	9,0	11,6	10,3	9,5
min-max	7-12	6-13	7-12	6-11	7-15	7-13	7-12

Muskelaktivitet

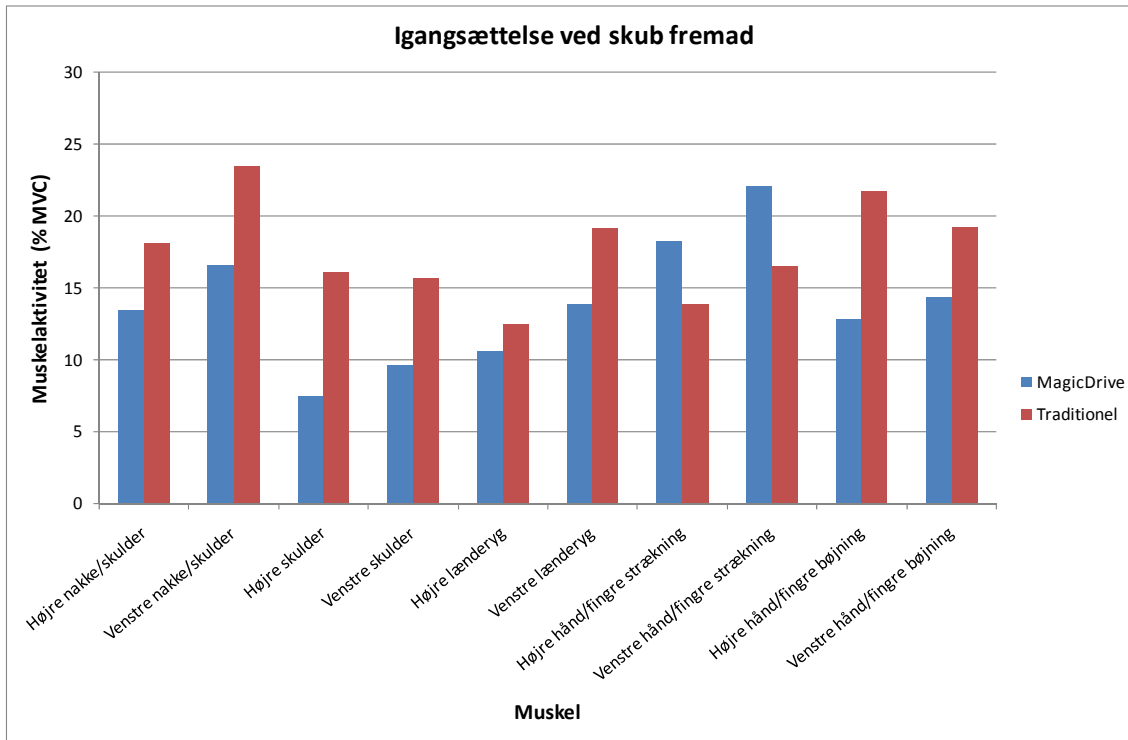
Der er målt aktivitet i 5 muskelgrupper i både højre og venstre side. Størrelsen af signalet er udtryk for hvor hårdt musklen arbejder i forhold til sin maksimale styrke. Figur 5-8 viser data for de 11 test situationer.

Der er generelt kun små og ikke-signifikante forskelle mellem traditionel seng og funktionsmodellen. Det er dog bemærkelsesværdigt, at muskelaktiviteten for håndens/fingrenes bøjning og strækning (de fire søjler længst til højre) i de fleste situationer ligger på omkring 20 %. Der må derfor drages omsorg for ved den videre teknologiudvikling, at denne belastning ikke stiger men gerne reduceres ligesom for ryg og skuldre.

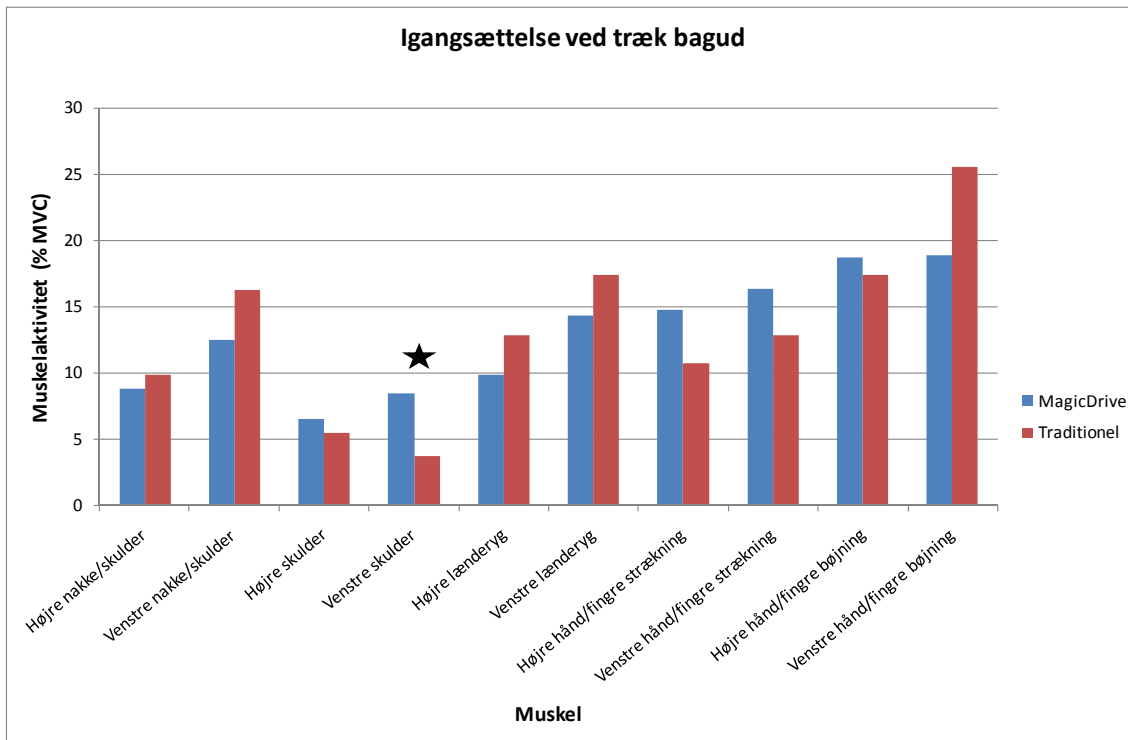
Figureerne viser gennemsnitsværdier for hele gruppen på 8 personer. Der er imidlertid endog meget store individuelle forskelle. (*) angiver statistisk signifikante forskelle i kun 6 tilfælde ud af 110 målinger, og kun for 2 tilfælde var værdierne for MDT højere end for TRA.

Figur 5

Muskelaktivitet under 2 standard operationer: Igangsættelse ved skub fremad (A) og bagud (B). (*) angiver statistisk signifikans mellem funktionsmodellen, MDT, og traditionel seng, TRA.



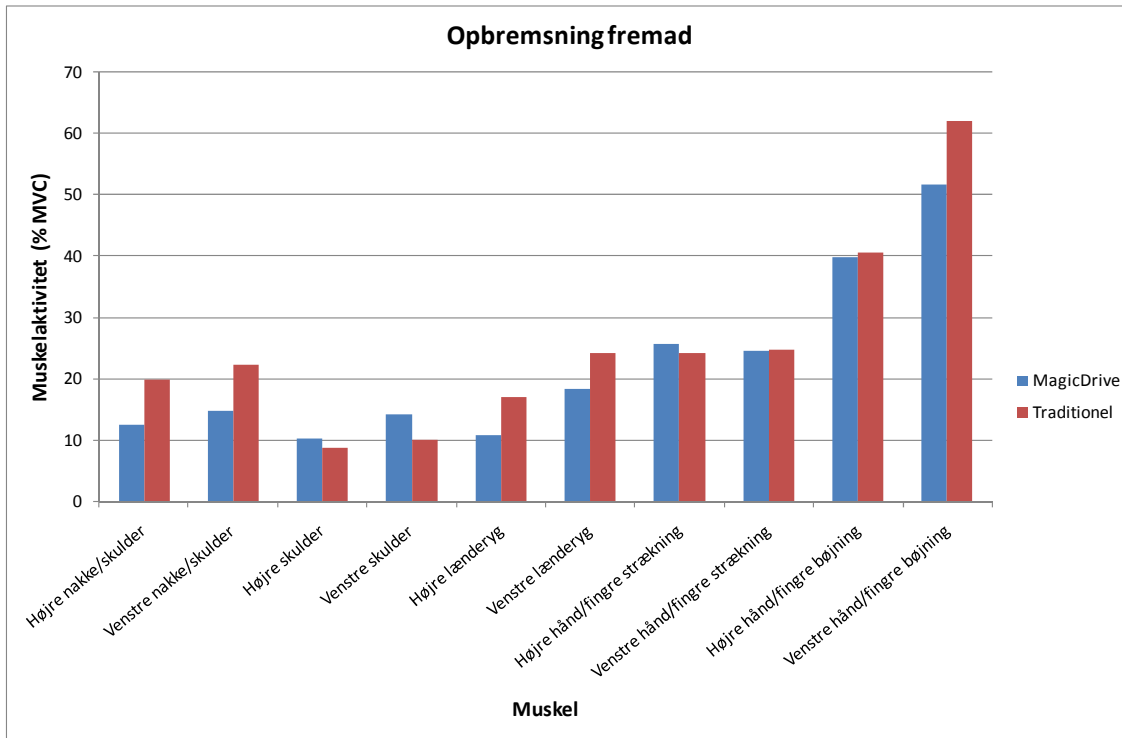
A



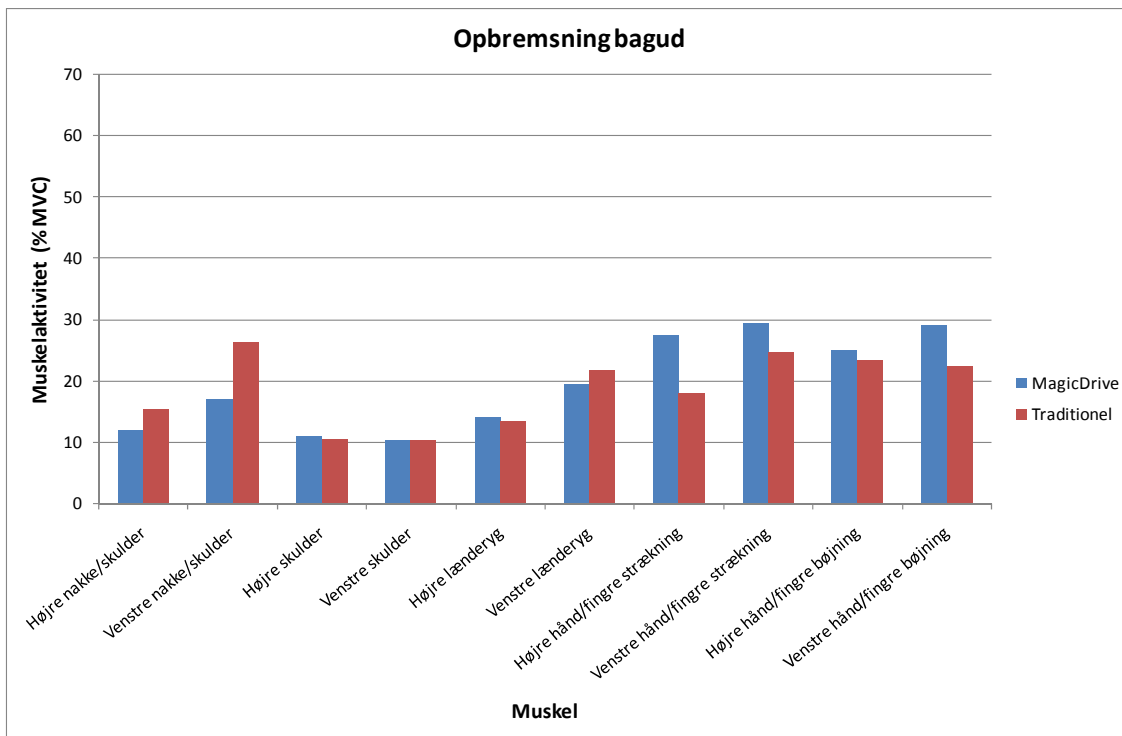
B

Figur 6

Muskelaktivitet under 2 standard operationer: Igangsættelse ved skub fremad (A) og bagud (B). (*) angiver statistisk signifikans mellem funktionsmodellen, MDT, og traditionel seng, TRA.



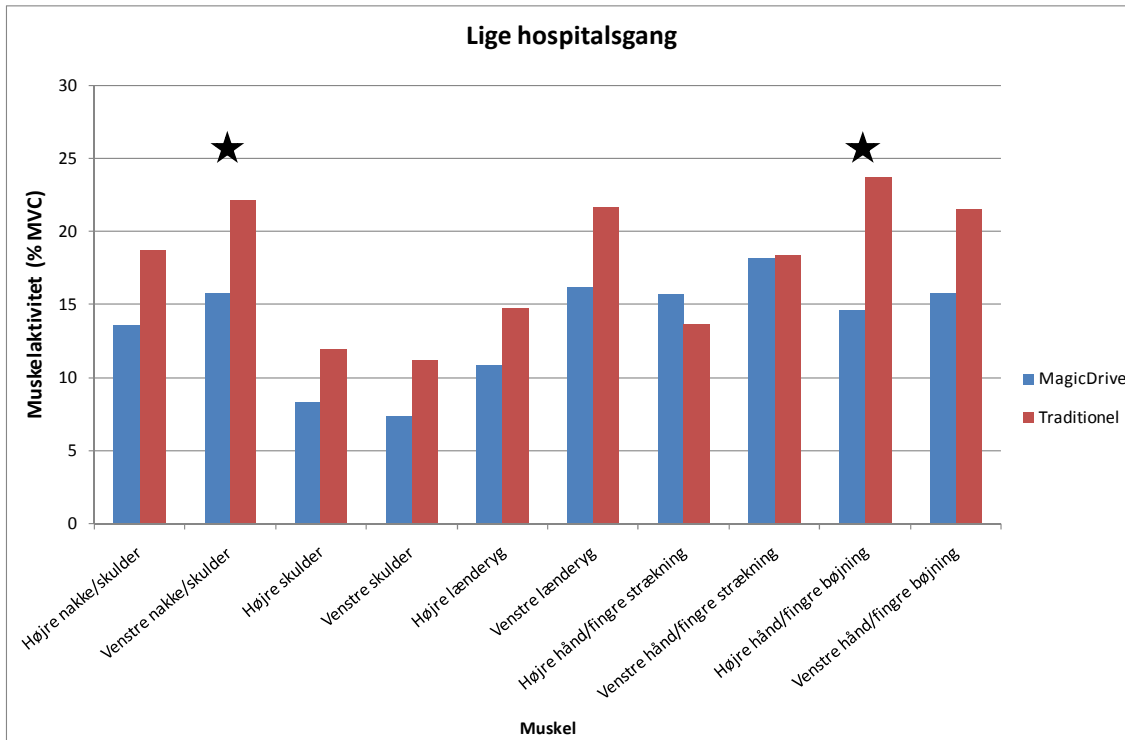
A



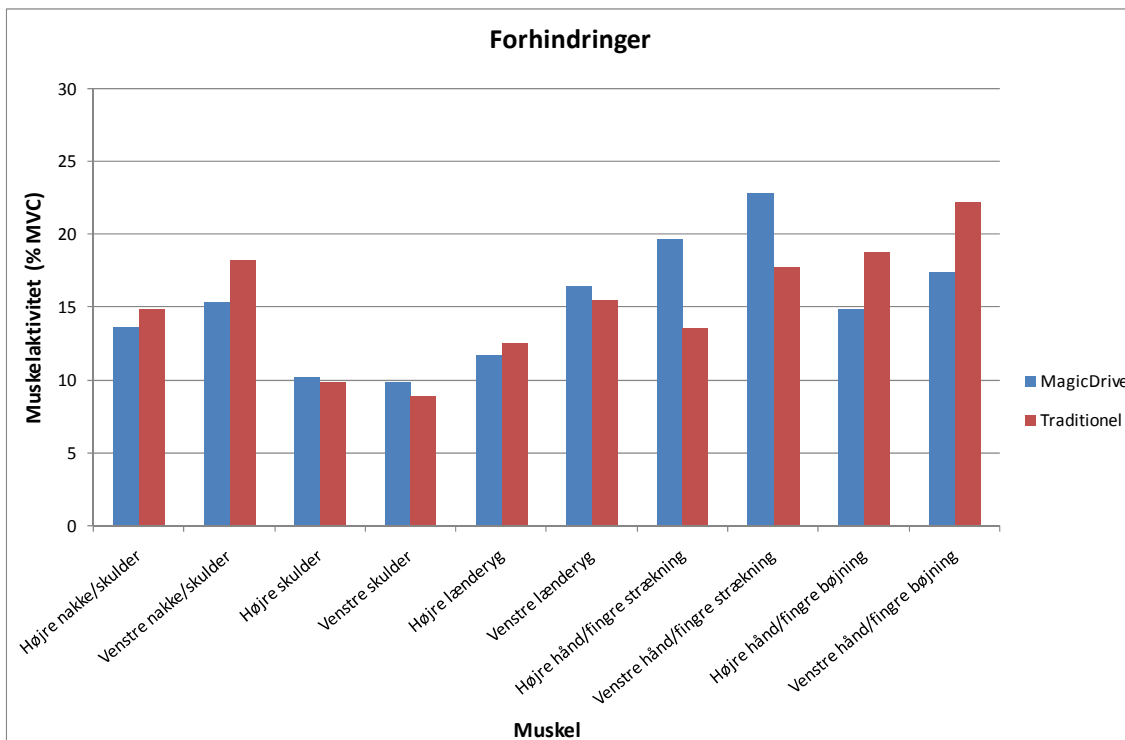
B

Figur 7

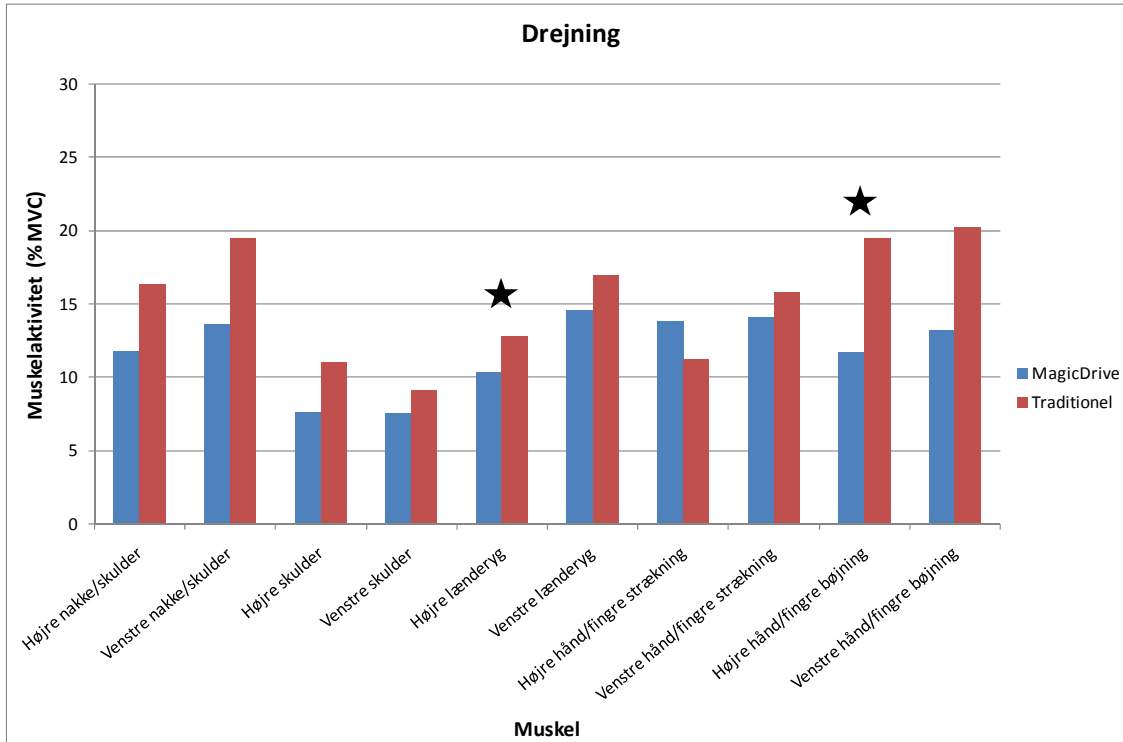
Muskelaktivitet under 7 praktiske operationer: A-G



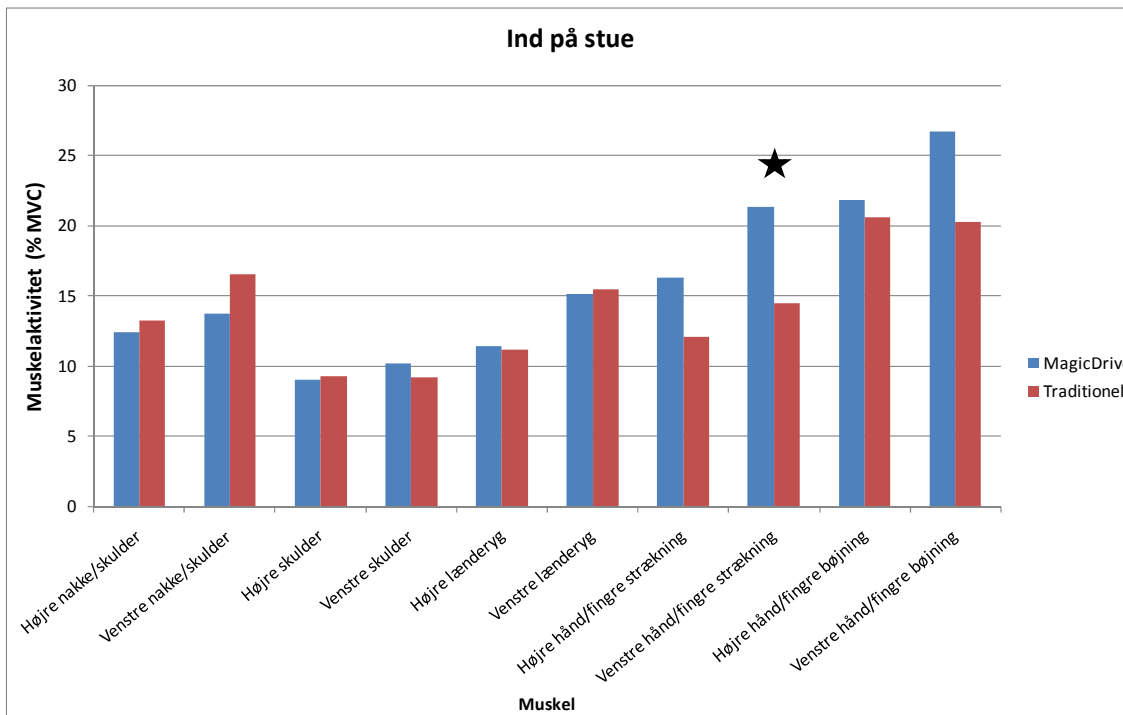
A



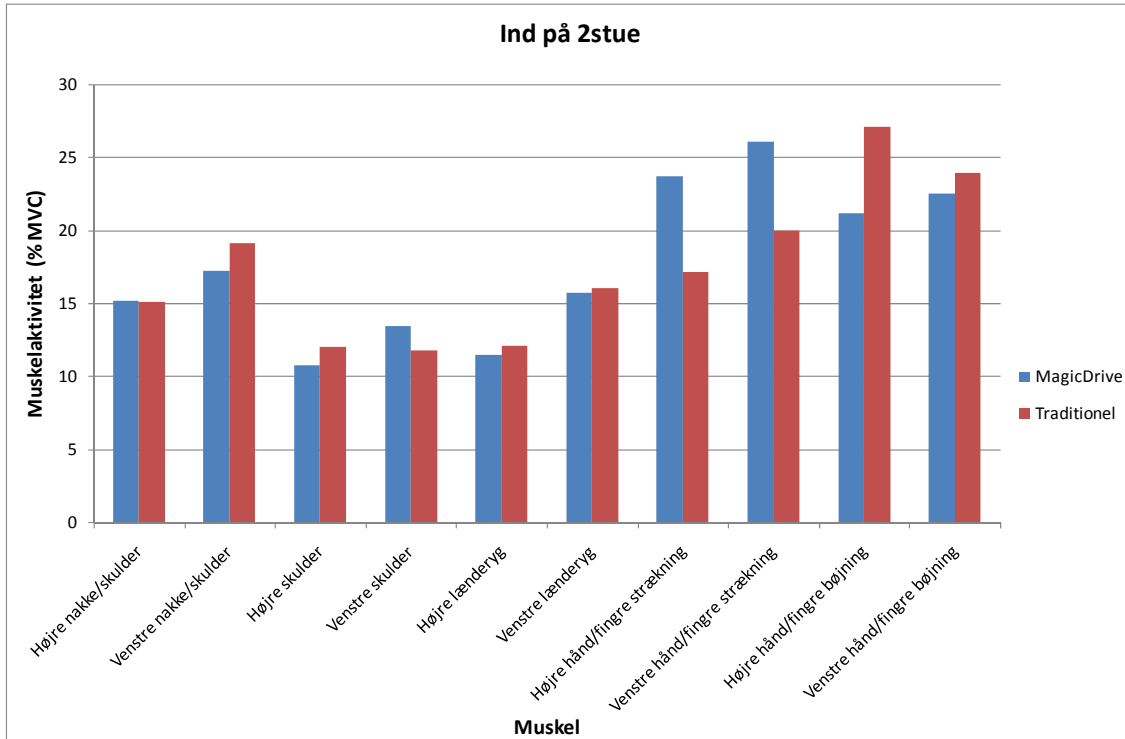
B



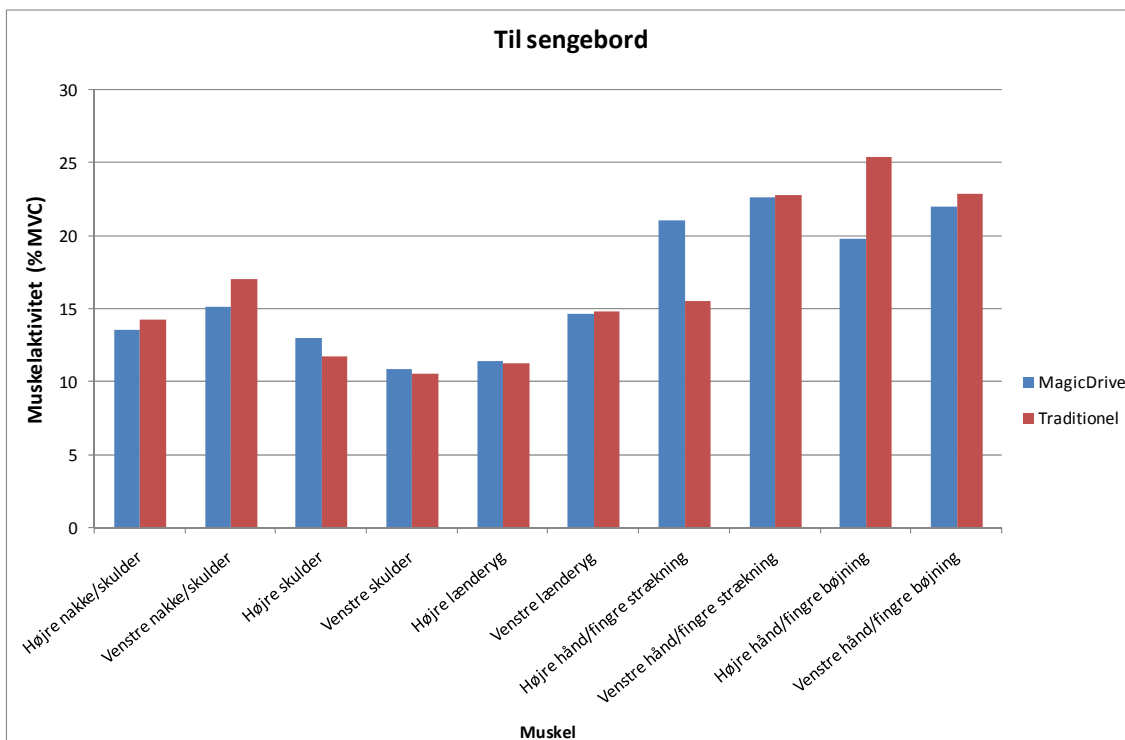
C



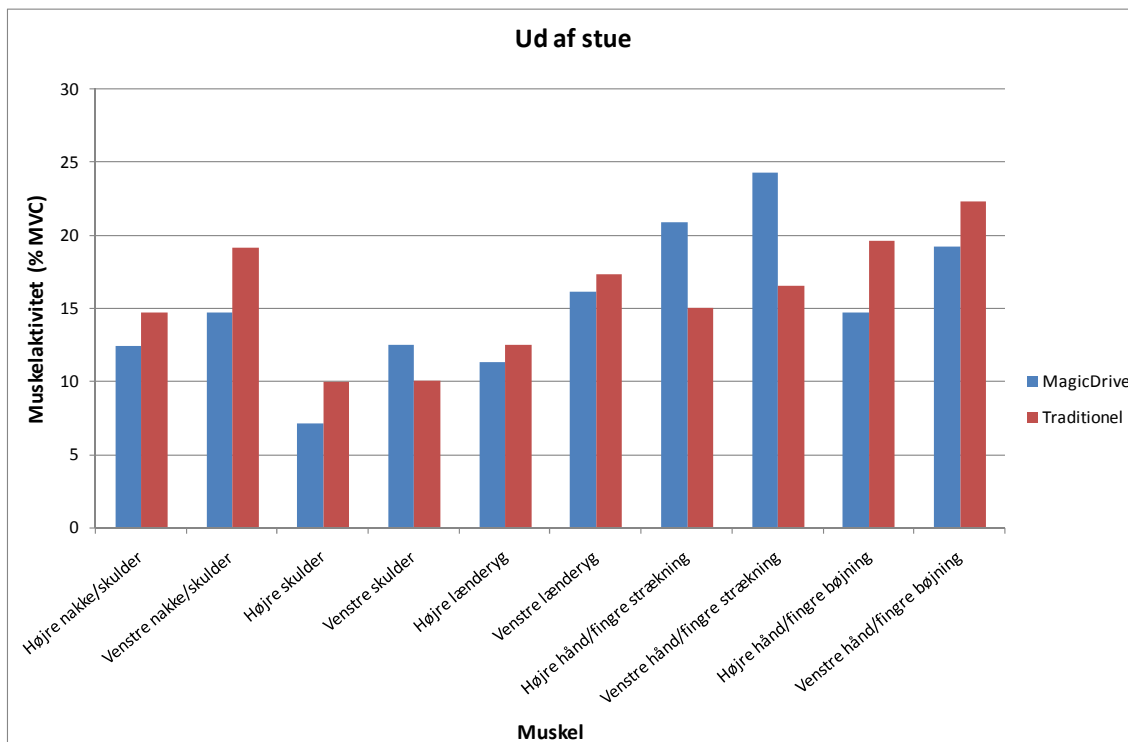
D



F



F



G

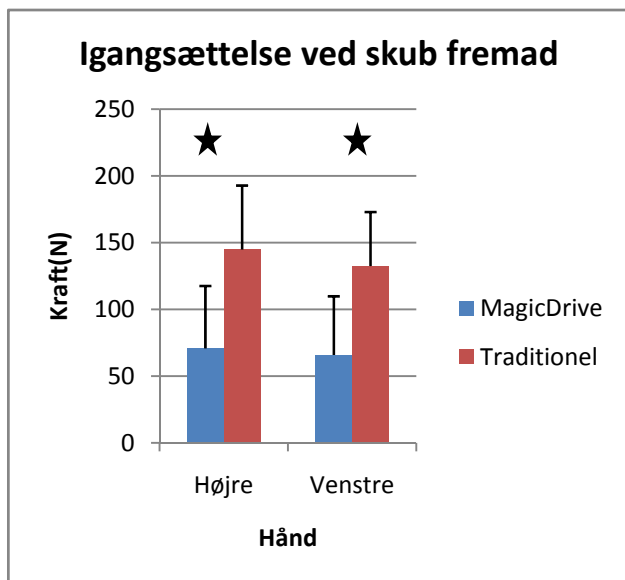
Kraftpåvirkninger/ Kinetik

Kraftpåvirkningen på hænderne er målt i 3 dimensioner. De største kræfter på hænderne ved de forskellige senge operationer ligger på 100 – 200 N. Dette er i sammen størrelsesorden som for renovationsarbejdere ved træk og skub af containere, hvor dog også værdier op til ca. 550 N blev rapporteret (Schibye *et al.*, 1997).

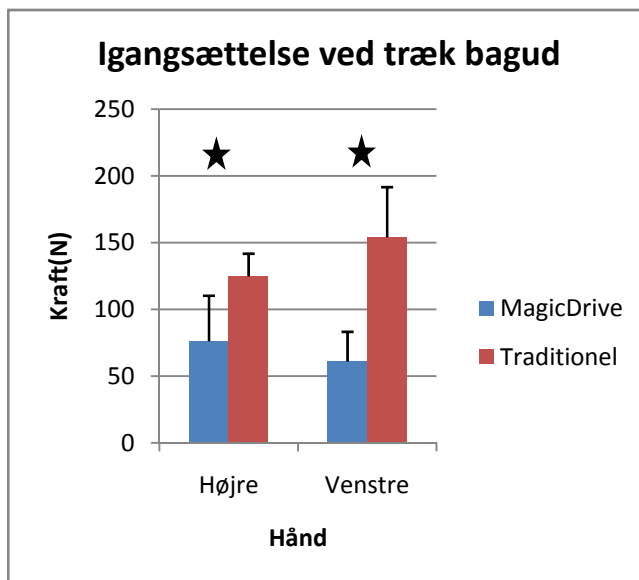
Det er bemærkelsesværdigt, at kraftpåvirkningen for både højre og venstre hånd er signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, end ved traditionel seng, TRA, under det overvejende antal arbejdssituationer, som er angivet med * i figur 8, 9 og 10. Reduktionen er i gennemsnit af en betydelig størrelsesorden på 20 – 60 %.

Figur 8

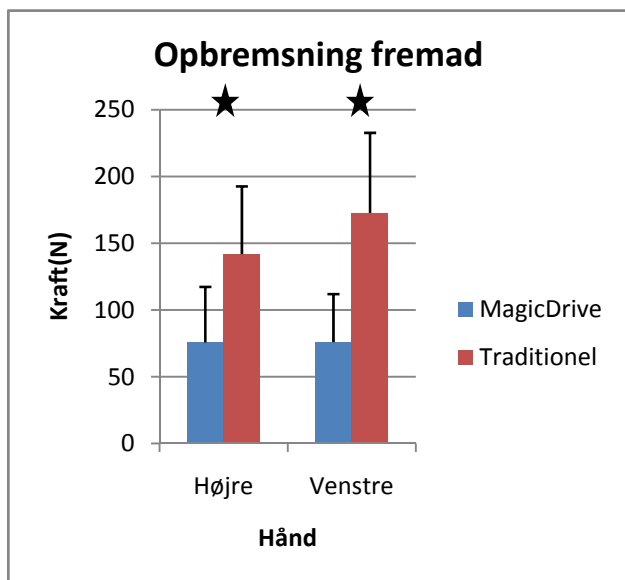
Kraftpåvirkning på hænderne under de 4 standard operationer med sengehåndtering: A-D. (*) er statistisk signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA.



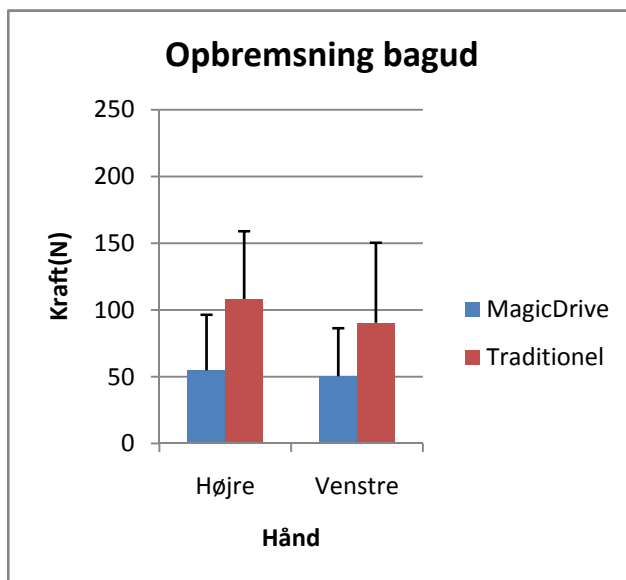
A



B



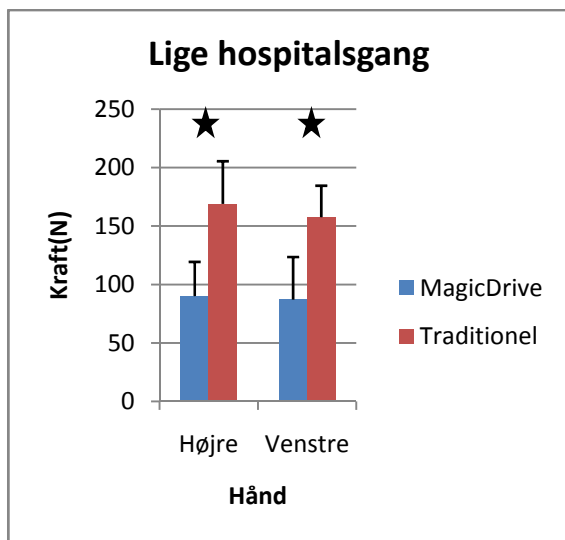
C



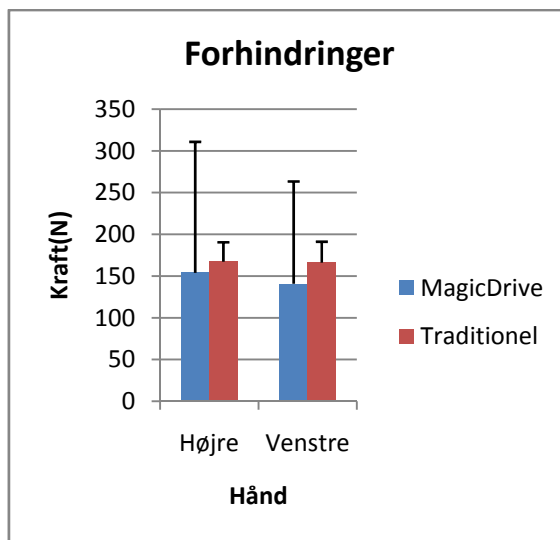
D

Figur 9

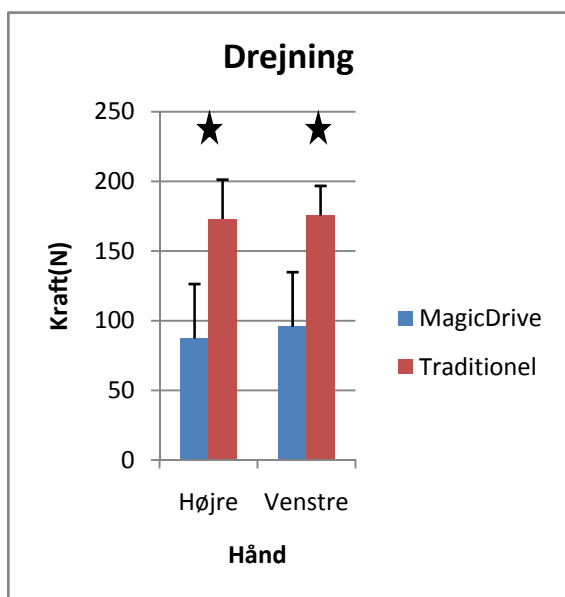
Kraftpåvirkning på hænderne under de 7 praktiske operationer med sengehåndtering: A-C på hospitalsgang, D-G i sengestuer. (*) er statistisk signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA.



A



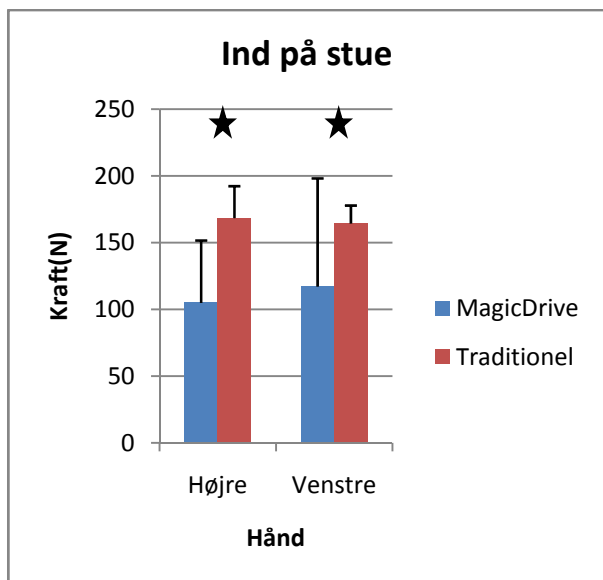
B



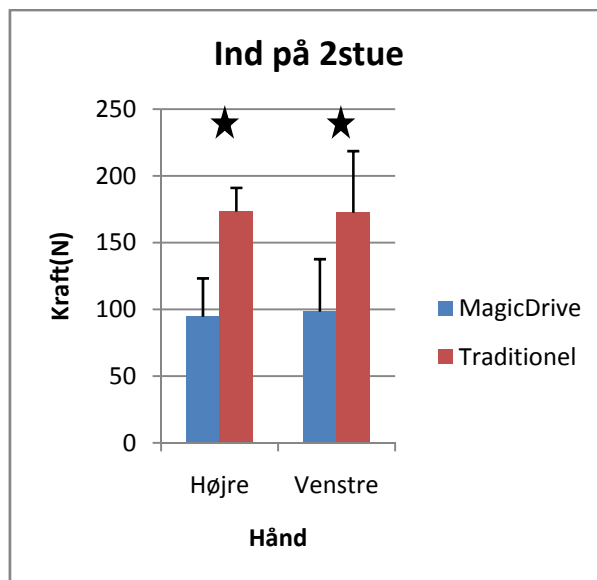
C

Figur 10

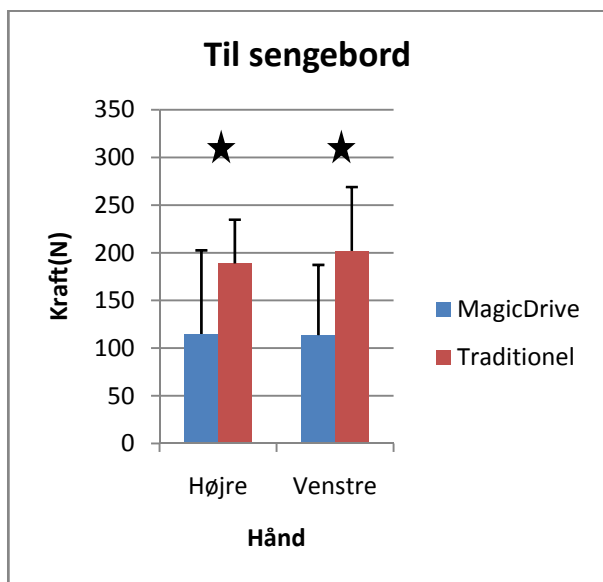
Kraftpåvirkning på hænderne under 4 af de 7 praktiske operationer med sengehåndtering: A-D i sengestuer. (*) er statistisk signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA.



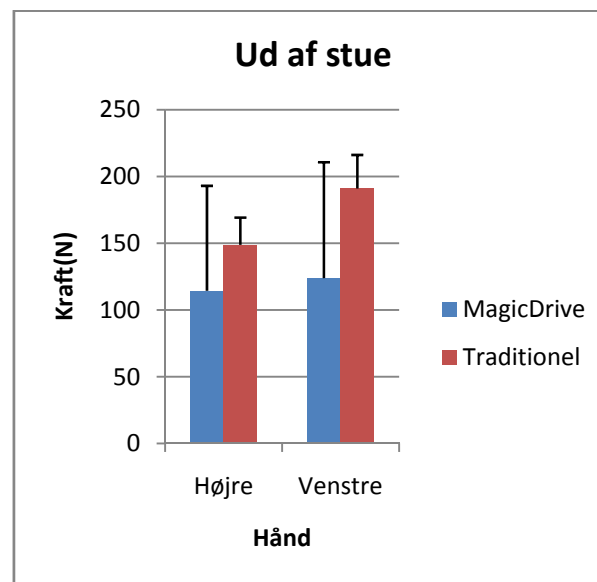
A



B



C



D

Video optagelser/ Kinematik

Ud fra video optagelserne er arbejdsstillinger og bevægelser, samt ganghastigheder beregnet. Når ganghastigheden blev målt ved selvvalgt gang ligeud med traditionel seng, viste det sig, at serviceassistenterne går ca. 50 % hurtigere end den maximale hastighed, som funktionsmodellen kunne køre med (tabel 4). Disse hastigheder opnås dog ikke ved de 4 standardiserede testsituationer for igangsættelse og opbremsning og skævvrider derfor ikke nedenstående data med hensyn til beregninger af ledbelastninger. For de 7 praktiske operationer gælder, at de kun er udført ca. 20 % hurtige med TRA end MDT når det gælder de 3 sengeoperationer på hospitalsgang, men ikke når det gælder operationer på sengestuer (tabel 5).

Tabel 4

Ganghastigheder ved transport ligeud af hospitalsseng med hhv. MDT og TRA

	MagicDrive Technology	Traditionel
	Lige hospitalsgang(m/s)	Lige hospitalsgang (m/s)
fp2	1,06	1,60
fp3	1,27	1,81
fp4	1,11	1,78
fp5	1,02	1,80
fp6	1,28	1,43
fp7	1,09	1,20
fp8	1,23	1,81
fp9	1,14	1,51
Middelværdi	1,15	1,62
Standard afvigelse	0,09	0,21
p-værdi		0,001

Tabel 5

Varighed i sekunder af praktiske operationer med sengetransport ad hospitalsgang og i stuer. Der var ingen signifikante forskelle mellem MDT og TRA. (*) der var kun signifikant forskel ved 3 ud af de 7 operationer.

	<i>lige gang*</i>	<i>forhindring*</i>	<i>drejning*</i>	<i>ind i stue</i>	<i>ind i 2stue</i>	<i>til sengebord</i>	<i>ud af stue</i>
MDT							
gennemsnit	15	36	30	17	25	20	18
SD	1,5	3,1	3,3	3,7	5,1	4,5	3,2
TRA							
gennemsnit	12	30	24	14	23	18	18,0
SD	1,5	4,1	2,4	2,0	5,9	4,9	3,0

Biomekanisk model beregninger

Disse beregninger kan i dette studie gennemføres for de 4 standard operationer, men ikke i de 7 praktiske operationer, idet det er nødvendigt med fuld standardisering og kalibrering af det rum, som bevægelsen foregår i. Data kan derfor kun præsenteres for de 4 standard operationer.

Belastningen i lænderyggen

Kraftpåvirkningen på hænderne er målt i 3 dimensioner og føder sammen med kinematik data ind i en biomekanisk model, WATBAK modellen (Norman & McGill, 1993), der beregner ledbelastningerne i lænderyg og skuldre.

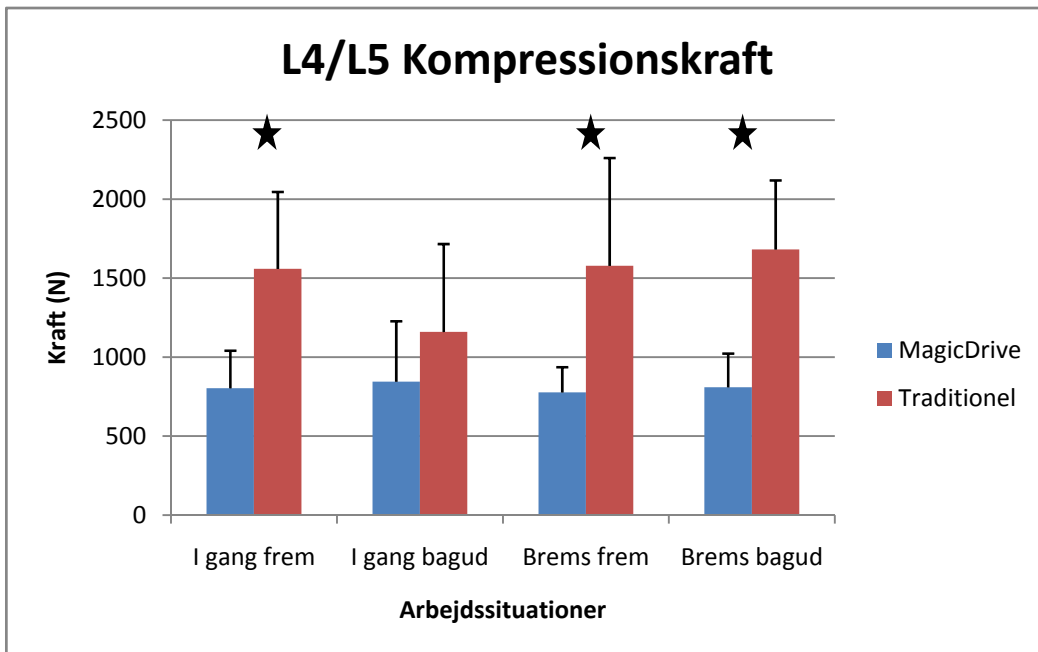
Kraftpåvirkningerne i lænderyggen (L4/L5) angives dels som kompressionskraft og forskydningskraft.

Figur 11 viser, at kompressionskraften i 3 ud af 4 standard operationer er signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA. Tilsvarende gælder for forskydningskraften, at den er signifikant lavere i alle 4 operationer. Kraftpåvirkningerne på leddene i ryg og skuldre udgør dermed i gennemsnit kun ca. halvdelen (30 – 70 %) ved brug af funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med brug af den traditionelle seng, TRA.

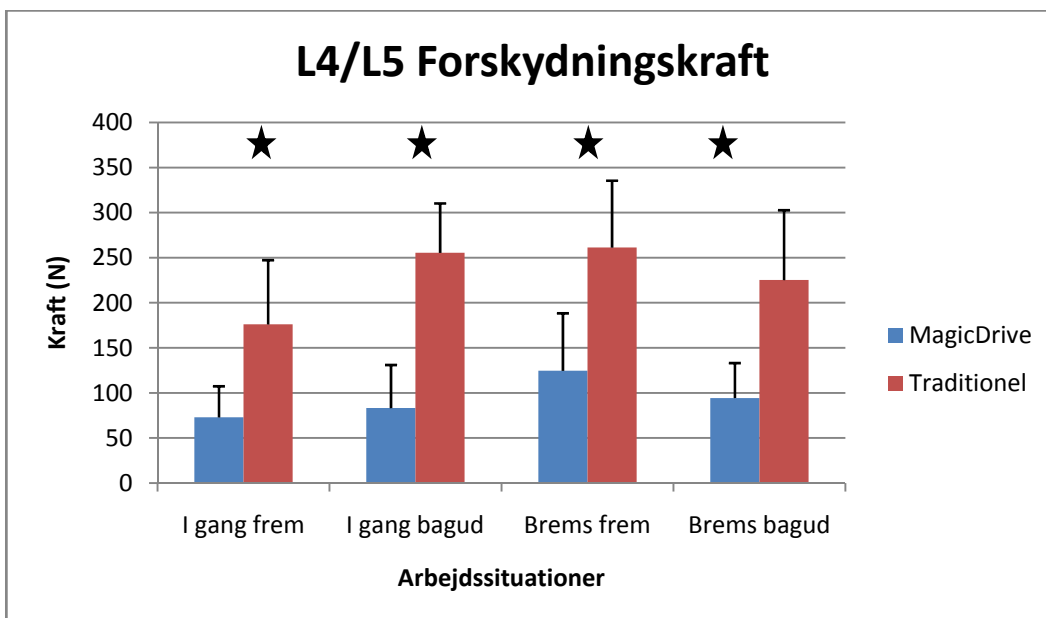
Aktionsgrænsen for kompressionskraften mht. risiko for lænderygbesvær ved enkeltstående tunge løft ligger ved 3400 N (NIOSH, 1991; Sjøgaard, 1995). De målte gennemsnitsværdier ligger alle under denne grænseværdi. Vigtigt er imidlertid, at disse kompressionskræfter ved sengehåndtering forekommer lagt hyppigere end det gælder for de løftegrænser for enkelt løft, der er angivet. Derfor må en reduktion på 30 – 70 % betyde en væsentlig nedsat risiko (Norman & McGill, 1993; Wang *et al.*, 1998; Collins & Owen, 1996; van Dieën & Vrieling, 1998). Tilsvarende betyder nedsættelse af forskydningskræfterne en nedsat risiko. (Skotte *et al.*, 2002; Schibye *et al.*, 2001; Callaghan & McGill, 1995)

Figur 11

Ledbelastning i lænderyggen. A: Kompressionskraften B: Forskydningskraften, (*) er statistisk signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA.



A



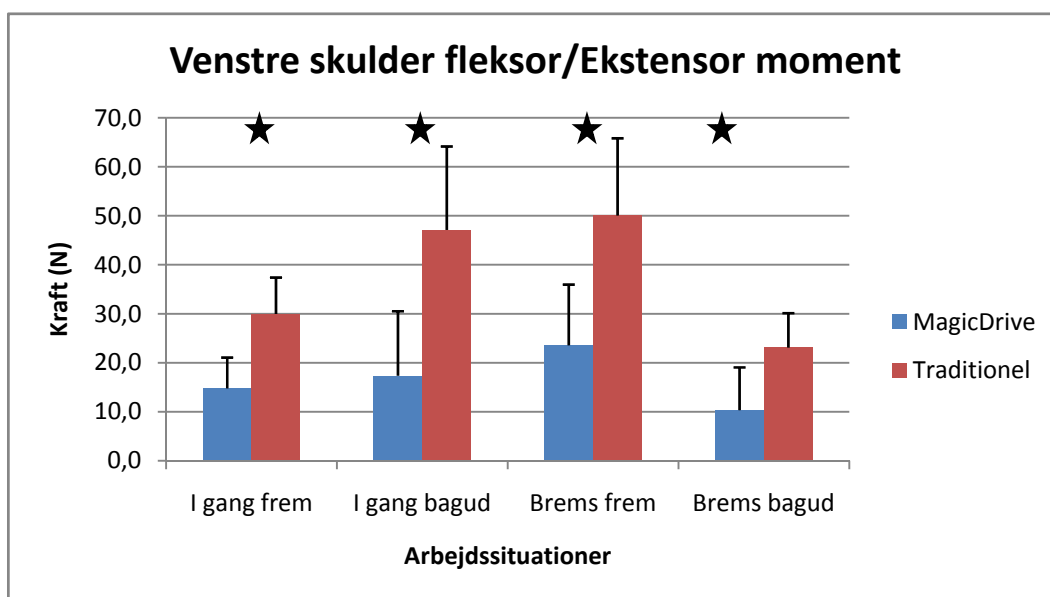
B

Belastningerne i skulderen

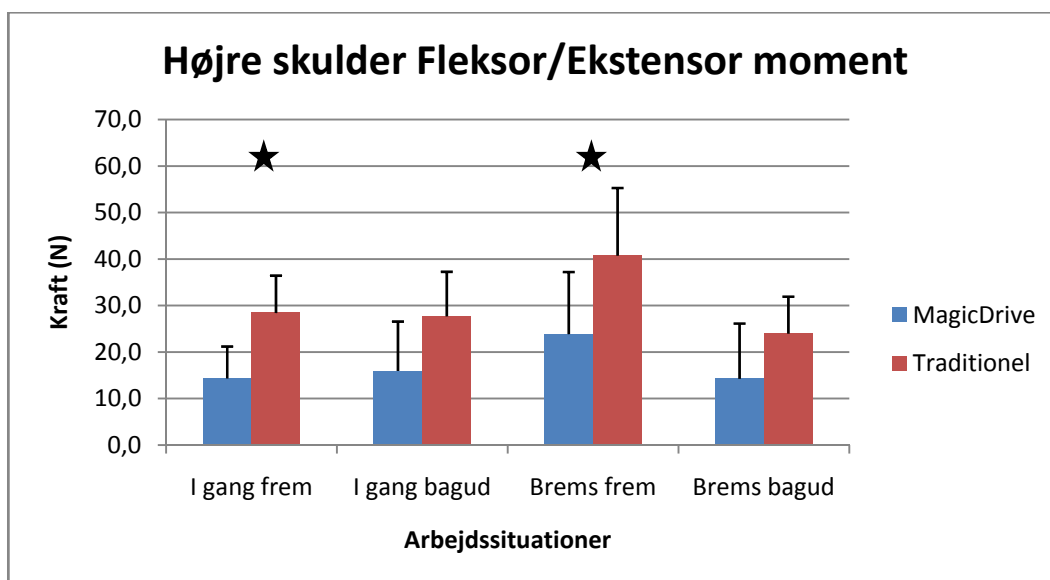
Kraftpåvirkningerne i skulderen angives i form af momenter i fleksions/ekstensjons retning. I alle 4 testsituationer er momentet signifikant lavere i funktionsmodellen end i den traditionelle seng i venstre skulder og i 2 af de 4 test situationer er momentet halveret signifikant for højre skulder (figur 12).

Figur 12

Ledbelastningen i skulderen. A: Venstre, B: Højre. (*) er statistisk signifikant lavere ved funktionsmodellen, MDT, sammenlignet med traditionel seng, TRA.



A



B

Konklusion

Konklusionen er baseret på den selvvaluerede anstrengelse samt objektive mål i form af muskelaktivitet og ledbelastninger i ryg og skuldre udefra kinematiske og kinetiske analyser.

Det er bemærkelsesværdigt, at brug af den nye funktionelle seng i overvejende grad ikke blev vurderet mere anstrengende selvom det var et uvant arbejde, hvor der ikke var indarbejdet rutiner. Det må derfor forventes, at arbejdet med denne funktionelle sengetype vil opleves betydeligt lettere, når arbejdsrutiner er indarbejdet.

Dette er begrundet i, at objektive mål viser gennemgående en betydelig lavere belastning med den funktionelle seng for ryg og skuldre sammenlignet med standard sengen. Reduktionen i belastningen var for nogle variable 20 – 70 %. Derimod var muskelbelastningen i hånd/fingre stort set uændret. Dette begrundes igen i den ringe tilvænning, hvorfor den motoriske kontrol af bevægelserne endnu ikke har været optimal.

Test af de opstillede hypoteser viser:

Hypotese 1

Der er en væsentlig nedsættelse af den oplevede anstrengelsesgrad ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng.

Denne hypotese kan på det foreliggende datagrundlag ikke bekræftes, da der kun var en mindre og statistisk ikke signifikant reduktion ved anvendelse af funktionsmodellen sammenlignet med den traditionelle seng. Begrundelsen er formentlig det aktuelle forsøgsdesign, hvor serviceassistenterne havde utilstrækkelig tid til at vende sig til den nye teknologi.

Hypotese 2

Der er en signifikant reduktion af de anvendte kræfter ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng.

Denne hypotese blev klart bekræftet med statistisk og funktionel signifikans.

Hypotese 3

Der er en væsentlig reduktion i risiko for nedslidning ved anvendelse af funktionsmodellen frem for en traditionel seng som følge af

- a. nedsat muskelaktivering og*
- b. nedsat ledbelastning.*

Denne hypotese blev delvis bekræftet. Der blev nemlig fundet statistisk og fysiologisk signifikant reduktion mht. ledbelastninger. Dog vistes der ingen betydelig reduktion vedrørende muskelaktiveringen. Den motoriske kontrol – og dermed muskelaktivering – vil dog kunne reduceres betydeligt ved tilvænning i brug af den nye teknologi.

Denne delrapport understøtter følgende **SUCCESKRITERIER**:

1. Målinger viser en signifikant reduktion af de anvendte kræfter ved kørsel med funktionsmodellen frem for en traditionel seng. Reduktionen i skub/træk kræfter er i størrelsesorden 20-60 %.

2. På grundlag af målinger og accepterede metoder vurderes det, at der er en væsentlig reduktion i nedslidning ved anvendelse af funktionsmodellen frem for en traditionel seng. Dette baseres især på betydelig reduktion af ledbelastninger i skuldre og lænderyg i størrelsesorden 30-70 %.

Muskelbelastninger var dog ikke væsentligt reduceret, hvilket imidlertid kan forventes at ske efter tilstrækkelig tilvænning i brug af funktionsmodellen, MDT, i forhold til den traditionelle seng, TRA, som alle serviceassistenter havde brugt i op til flere år.

3. Personalet finder det i den aktuelle korte forsøgsserie kun i mindre grad fordelagtigt og ikke væsentligt belastningsreducerende at anvende funktionsmodellen, MDT, frem for en traditionel seng, TRA.

God tilvænning til brug af den nye teknologi må forventes betydeligt at ændre dette fund. Grunden til at der forventes en oplevelse af mindre belastning efter tilvænning til MDT er, at der er så markante objektive reduktioner i kraft påvirkning og ledbelastninger sammenlignet med anvendelse af TRA.

Perspektivering

Der er igennem de seneste årtier påvist sammenhæng mellem belastninger på kroppen i form ledbelastninger og muskelaktivitet og udvikling af muskelskeletbesvær (National Research Council and the Institute of medicine, 2001). I den danske befolkning udgør muskelskeletbesvær ca. halvdelen af alle meldte arbejdsbetingede lidelse ifølge Arbejdsskadestyrelsens Arbejdsskadestatistik 2009 og den nationale undersøgelse om Sundhed & Sygelighed, 2005 (2007). I et europæisk perspektiv er muskelskeletbesvær årsag til ca. halvdelen af sygefraværet og 60 % af førtidspensionering, hvilket er en højere andel end for nogen anden lidelse. Derfor er det af stor betydning for reduktion af sygefraværet at nedsætte belastningerne (Bevan *et al.*, 2009). Sammenhængen mellem arbejdsmiljø og sygefravær og har været genstand for en del opmærksomhed de seneste år både nationalt og internationalt og den ætiologiske fraktion for forskellige arbejdssekspioneringer er beregnet (Bach *et al.*, 2002). Den ætiologiske fraktion, det vil sige den del af fraværet, som kunne forklares med forskelle i arbejdsmiljø blandt lønmodtagere generelt blev overordnet beregnet til 38%. Imidlertid kunne en større del af sygefraværet tilskrives de nævnte arbejdsmiljøforhold blandt ufaglærte arbejdere (49%) og faglærte arbejdere (45%) end blandt funktionærer (22-35%) (Lund *et al.*, 2003). I en undersøgelse af et repræsentativt udsnit af den danske arbejdsstyrke er der påvist signifikant øget langtidsfravær blandt arbejdstagere med omfattende arbejde med træk og skub. For disse eksponeringer er hazard ratio over en 2-årig periode fundet at være 1.2 (Lund *et al.*, 2006).

Det er ikke ud fra en laboratorieundersøgelse med 8 arbejdstagere muligt at give valide estimater over reduktion i antal sygedage ved at reducere belastningen ved sengetransport. Men da der er fundet en halvering i risikoen for langtidsygefravær fra høj over middel til lav fysisk belastning i arbejdet, må det antages, at en betydelig reduktion af den fysiske belastning også vil reducere sygefraværet blandt serviceassistenter. Generelt vil en reduktion i fysisk belastning medføre nedgang i muskelskeletbesvær, hvor netop lænderygbesvær er en meget hyppig årsag til sygefravær. Der er imidlertid også en lang række andre arbejdsmæssige forbedringer der kan opnås, både i reduceret belastning og rationalisering i arbejdet. Dette må imidlertid konkretiseres i kommende udviklinger og undersøgelser.

Det skal fremhæves, at der vil være brug for yderligere udvikling af menneske-maskine grænsefladen ved funktionsmodellen samt at serviceassistenterne skal kunne vænne sig til brugen af dette udstyr, før den egentlige nyttevirkning kan bedømmes.

Herunder skal der tages hensyn til, at håndens/fingrenes muskler (i underarmen) ikke skal arbejde med højere men snarere med lavere belastninger end ved den traditionelle seng.

Endvidere anbefales det, at den maksimale hastighed øges, som funktionsmodel-sengen kan køre med.

Litteratur liste

(2007). *Muskel- og skelettsygdomme. Folkesundhedsrapporten* Statens Institut for Folkesundhed, København.

Bach E, Borg V, Hannerz H, Mikkelsen KL, Poulsen OM, & Tüchsen F (2002). *Sammenhænge mellem arbejdsmiljø og sygdom*, pp. 1-20. Arbejdsmiljøinstituttet, København.

Bevan S, Quadrello T, McGee R, Mahdon M, Vavrovsky A, & Barham L (2009). *Fit for Work? Musculoskeletal Disorders in the European Workforce: Fit for Work Europe* The Work Foundation.

Borg G & Lindholm H (1967). Perceived Exertion and Pulse Rate during Graded Exercise in Various Age Groups. *Acta Med Scand Suppl* **472**, 194-206.

Borg GAV (1962). *Physical performance and perceived exertion*, pp. 1-64. CWK Glerup, Lund.

Callaghan JP & McGill SM (1995). Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine* **20**, 992-998.

Collins JW & Owen BD (1996). NIOSH Research Initiatives to Prevent Back Injuries to Nursing Assistants, Aides, and Orderlies in Nursing Homes. *Am J Ind Med* **29**, 421-424.

Lund T, Jensen C, Nielsen ML, & Borg V (2003). *Sygefravær i et arbejdsmiljøperspektiv*, pp. 1-32. Arbejdsmiljøinstituttet, København.

Lund T, Labriola M, Christensen KB, Bultmann U, & Villadsen E (2006). Physical work environment risk factors for long term sickness absence: prospective findings among a cohort of 5357 employees in Denmark. *BMJ* **332**, 449-452.

National Research Council and the Institute of medicine (2001). *Musculoskeletal Disorders and the Workplace*, pp. 1-492. National Academy Press, Washington, D.C.

NIOSH (1991). *Scientific support documentation for the revised 1991 NIOSH lifting equation: Technical contract reports*, pp. 1-103. U.S. Department of commerce. National Technical Information Service, Springfield.

Norman RW & McGill SM (1993). *WATBAK (version 5.1) - user's manual*, 5 ed., pp. 2-46. University of Waterloo, Waterloo.

Schibye B & Bartels EM. Belastninger ved skub- og trækarbejde. 1, 1-101. 1998. København, Arbejdsmiljøinstituttet. AMI Dokumentation; 1.
Ref Type: Report

Schibye B, Martinsen D, & Sjøgaard K. Mekanisk belastning af kroppen ved træk og skub af containere og løft af spande og sække. 12, 1-66. 1997. København, Arbejdsmiljøinstituttet. Sikkerhed og sundhed ved affald og genanvendelse.
Ref Type: Report

Schibye B, Sjøgaard K, Martinsen D, & Klausen K (2001). Mechanical load on the low-back and shoulders during pushing and pulling compared with lifting and carrying. *Clin Biomech* **16**, 549-559.

Sjøgaard G (1995). Biomekanik. In *Basisbog i arbejdsfysiologi, bind I*, ed. Sjøgaard G, pp. 66-94. Arbejdsmiljøinstituttet, København.

Skotte J & Fallentin N (2008). *Patientforflytninger i seng*, pp. 1-18. Det Nationale Forskningscenter for Arbejdsmiljø, København.

Skotte JH, Essendrop M, Hansen AF, & Schibye B (2002). A dynamic 3-D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks. *J Biomech* **35**, 1357-1366.

van Dieën JH & Vrieling HHEO (1998). Evaluating of work-rest schedules with respect to the effects of postural workload in standing work. *Ergonomics* **41**, 1832-1844.

Wang M-JJ, Garg A, Chang Y-C, Shih Y-C, Yeh W-Y, & Lee C-L (1998). The relationship between low back discomfort ratings and the NIOSH lifting index. *Hum Factors* **40**, 510-515.