

Normaldata for bevegelse og bevegelseskontroll i nakken hos nakkefriske personer

(Normative data for neck motion and motor control in neck healthy subjects.)

Hege Andresen

Masteroppgave i Klinisk helsevitenskap

(Master Thesis in Clinical Health Science)

Trondheim, august 2013

Norges teknisk- naturvitenskapelige universitet,

Det medisinske fakultet, Institutt for samfunnsmedisin

INNHold

FORKORTELSER	4
ABSTRACT	5
RELEVANCE	5
1 TEORETISK BAKGRUNN	7
1.1 Bevegelse og bevegelseskontroll i nakken.....	7
1.1.1 Bevegelsesutslag og medbevegelse	9
1.1.2 Propriosepsjon/leddsans/kinestetisk sans/proprioseptiv sans	9
1.1.3 Postural kontroll.....	10
1.1.4 Muskelstyrke/nakkens muskulatur	11
1.2 Nakkesmerter/-plager.....	11
2 INTRODUKSJON	13
2.1 Målsetting	14
3 MATERIALE OG METODE	15
3.1 Design.....	15
3.2 Forsøkspersonene	15
3.3 Måleinstrumentet	15
3.4 Testprosedyre	17
3.5 Testene og utfallsmål	18
3.5.1 Aktive bevegelsesutslag og medbevegelse	18
3.5.2 Cervical joint position error.....	19
3.5.3 Åttetallstest	19
3.5.4 Fluetest.....	21
3.5.5 Isometriske holdetester	22
3.5.6 Spørreskjema.....	23

3.6	Statistikk.....	23
3.7	Etikk.....	24
4	RESULTAT.....	25
4.1	Bevegelsesutslag og medbevegelse.....	26
4.2	Cervical joint position error	28
4.3	Åttetallstest.....	28
4.4	Fluetest.....	29
4.5	Isometriske holdetester	29
5	DISKUSJON.....	31
5.1	Styrker og svakheter	38
5.2	Sammenligning med eksisterende litteratur	31
5.2.1	Aktiv CROM og medbevegelse	31
5.2.2	Cervical joint position error.....	33
5.2.3	Åttetallstest	34
5.2.4	Fluetest.....	35
5.2.5	Isometriske holdetester	37
6	KONKLUSJON	40
7	REFERANSER	41
	Appendix	45

FORKORTELSER

CROM:	Cervical range of motion
JPE:	Joint position error
NDI:	Neck disability index
NRS:	Numerical pain rating scale
RMS:	Root mean square
SD:	Standard deviation
SPSS:	Statistical package for the social sciences®
TCROM:	Total cervical range of motion
WAD:	Whiplash associated disorders (nakkeslengskade på norsk)
3D:	3-dimensjonalt

ABSTRACT

Objectives: To establish norm data for a sample of tests assessing movement and motion control in the neck in neck healthy subjects, and to assess the effect of age and gender.

Background: Assessment of movement and movement patterns is a common and important part of the clinical examination of patients with neck pain. Having knowledge of the variation in movement and movement patterns in neck healthy and to look at what characterize these are important both as a reference in the clinic and future research.

Methods: A total of 96 neck healthy men and women aged 18 to 67 years, performed different tests of neck movement and motor control: active cervical range of motion (CROM), joint position error (JPE), trajectory task "figure of eight", trajectory task "The fly" and a low-load and high-load isometric holding test. A 3D- electromagnetic system, Liberty (Polhemus, Colchester, VT, USA) with specially written software was used in collecting the data.

Results: For several tests, active CROM in all primary movements, joint position error, the isometric holding and the movement smoothness for the two trajectory tasks, we found results similar to other studies: active CROM decreased with age, age and gender had no effect on JPE, the head motion velocity was higher among the young. For the conjunct motion we found different tendencies than other; the conjunct motion increased with age. In addition we had had variables for precision in the two trajectory tasks that is new.

Conclusions: Norm data for a sample of neck motion and motor control tests according to differences in age and gender was established with the use of Liberty. The different in results points out the need to establish norm data for the specific instrument and procedures used in a study.

RELEVANCE

Norm data for different tests assessing neck motion and motor control in neck patients is useful both in clinical settings and for research purpose. Several different instruments and procedures for this purpose are being used at present. This makes the comparison between studies difficult and in order to distinguish between "normal" and "abnormal" movements and patterns of movement in the neck, it is important to establish norm data.

1 TEORETISK BAKGRUNN

Det pågår for tiden et stort forskningsprogram om muskel- og skjelettlidelser og fysioterapi i primærhelsetjenesten, FYSIOPRIM. Dette er et samarbeid mellom flere forskningsmiljøer bl.a. UiO, Institutt for helse og samfunn og NTNU, Institutt for samfunnsmedisin (ISM). Et delprosjekt, *Nakkebevegelse og motorisk kontroll hos personer med kroniske nakkesmerter og nakkefriske*, skal gjennomføres ved ISM og bygger videre på et doktorgradsarbeid av Astrid Woodhouse ved ISM, som ble avsluttet i 2010, hvor bevegelse og motorisk kontroll ble studert på nakkefriske personer, whiplash pasienter og pasienter med ikke-traumatiske kroniske nakkesmerter (1).

I dette doktorgradsprosjektet ble det påvist at smerter påvirker evnen til å kontrollere nakkebevegelser, og det er diskutert hvorvidt dette kan reflektere sentralnervøse tilpasninger til langvarige plager.

Prosjektet dokumenterte også store individuelle variasjoner, men hvor kroniske nakkepasienter skilte seg fra nakkefriske på flere viktige bevegelsesmål.

Prosjektet som nå gjennomføres ved ISM er delt i tre deler/arbeider:

- Etablere ytterlige normaldata og grenseverdier for normal motorisk kontroll og bevegelse i nakken, **gjelder denne oppgaven**
- Undersøke reliabilitet og reproduserbarhet for sentrale bevegelsestester (masteroppgave)(2)
- Studere sammenhenger mellom symptomer og bevegelsesmønstre i nakken, målt samtidig og som endringer over tid. Hensikten med dette er å undersøke om bevegelsesmønstre og kontroll i nakken gir grunnlag for å gruppere nakkepasienter etter påvisbare avvik og dermed skape et bedre seleksjonsgrunnlag for senere studier av mer tilpasset og individualiserte treningsopplegg (PhD).

På sikt er målsettingen at denne kunnskapen skal gi et nytt og bedre grunnlag for undersøkelser, diagnostisering og behandling av nakkepasienter

1.1 Bevegelse og bevegelseskontroll i nakken

Nakken (cervicalcolumna) er en kompleks funksjonell enhet som fungerer som en stabil støtte for hodet samtidig som den kontrollerer hodets bevegelser og er hodets bevegelsesorgan.

Nakkens anatomi/fysiske struktur tillater bevegelse i seks frihetsgrader (tre bevegelsesplan og

tre rotasjonsakser) med relativt stor utstrekning i alle retninger. Denne fleksibiliteten er nødvendig for å gi tilstrekkelig bevegelsesfrihet ved orientering av hodet som er nødvendig for daglig aktivitet. Imidlertid er en svært presis kontroll av hodets bevegelser nødvendig som støtte for de sensoriske systemene. Spesielt viktig er samspillet mellom hode- og øyebevegelser (med samtidig postural kontroll), noe som avhenger av presis afferent informasjon fra det vestibulære, visuelle og proprioceptive system (3).

Anatomisk og funksjonelt skiller nakken seg noe fra resten av ryggraden. Også innad i nakken er det forskjeller, så det kan være hensiktsmessig å beskrive disse hver for seg. De to øverste virvlene (atlas og aksis) utgjør sammen med occiput (skallebasis) atlantooccipitalleddet (C0-C1) og atlantoaxialleddet (C1-C2). Strukturen i atlantooccipitalleddet (C0-C1) tillater stor bevegelse i fleksjon/ekstensjon (sagittalplanet) og har minimalt med annen bevegelse i hovedsak på grunn av de dype konkave leddskålene på atlas og de konvekse kondylene på occiput. Strukturen i atlantoaxialleddet (C1-C2) tillater stor aksial rotasjon. Om lag halvparten av nakkens bevegelse i rotasjon og en tredjedel av nakkens bevegelse i fleksjon/ekstensjon foregår i dette området. De resterende bevegelsessegmentene i nakken (C3-C7) skiller seg fra de andre i ryggraden ved at de har uncovertebralledd (den øvre dekkplate er U-formet, med en oppstikkende kant på hver side som gir den enkelte virvel sidestøtte og de oppstikkende kantene danner et ledd med virvelen over) og at fasettleddene er skråstilte i ca. 40 grader, med unntak av på C3 og C7 der de er noe brattere. Denne oppbyggingen tillater fleksjon - ekstensjon, koblet med ipsilateral aksial rotasjon og sidebøy (4-7). Stabiliteten i nakken ivaretas i hovedsak av et rikelig antall dype og overflatiske muskler, ligamenter og mellomvirvelskivene og høyden på disse tillater stor bevegelse mellom virvlene.

Et rikelig antall mekanoreseptorer i muskler og ledd i nakken, med kobling til de vestibulære-, visuelle- og posturale kontrollsystemer ivaretar den cervicale proprioceptive informasjonsflyten som er nødvendig for å oppnå god postural stabilitet og god kontroll på hodets orientering og øyebevegelser. Endringer i sensomotorisk kontroll som involverer de vestibulære -, visuelle eller somatosensoriske systemer er funnet å assosiere med nakkesmerter. Motstridende afferent informasjon fra disse systemene kan resultere i symptomer som svimmelhet, problemer med postural kontroll og problemer med hode- og øyebevegelser (8, 9).

1.1.1 Bevegelsesutslag og medbevegelse

Nakken er den mest bevegelige delen av ryggraden og da spesielt øvre del av nakken og dens mobilitet går på bekostning av stabiliteten (10). Størrelsen på bevegelsesutslagene i nakken er avhengig av høyden på mellomvirvelskiven i forhold til høyden på virvellegemet, fasettleddenes stilling og uncovertebralleddene. De anatomiske forholdene, spesielt da fasettleddene og uncovertebralleddene, fører til at bevegelse i et primærplan fører med seg samtidige bevegelser i andre plan, såkalt conjunct motion eller medbevegelse. Dette er spesielt uttalt i rotasjon og lateralfleksjon (4).

En klinisk nakkeundersøkelse inneholder vanligvis en vurdering av bevegelsesutslag (CROM) og bevegelsesmønster da dette kan gi god informasjon om funksjon/dysfunksjon og således være et viktig diagnostisk hjelpemiddel (11-14). Det er opp gjennom årene gjort mange studier på CROM med både aktiv og passiv bevegelse, på både nakkefriske og pasienter med nakkeplager. Det har vært en utvikling av non-invasive måleinstrumenter som måler i 3 dimensjoner (3D), og med dette har man fått nøyaktigere målinger av CROM. Disse måleinstrumentene har i tillegg gjort det mulig å studere medbevegelsene som oppstår under utførelse av en primærbevegelse. Studier har vist at CROM reduseres ved nakkeplager og at bevegelsesmønsteret kan endres slik at bevegelser utføres annerledes enn det som er tilfellet hos nakkefriske. Det er også vist at CROM reduseres med alderen (12, 15-17)

1.1.2 Proprioepsjon/leddsans/kinestetisk sans/proprioseptiv sans

Mye av det vi foretar oss av daglige aktiviteter foregår uten bevisst anstrengelse eller synets hjelp, kroppen «vet» hvilke bevegelser som er nødvendige og hvordan ulike deler av kroppen står i forhold til hverandre.

Denne sansen kalles proprioepsjon (også kalt leddsans, kinestetisk sans og proprioseptiv sans) og er vår evne til å registrere/sanse våre kroppsdelers stilling og bevegelse i forhold til hverandre og i rommet uten synets hjelp og hvor stor kraft og anstrengelse som må til for å utføre dette. (18, 19). Denne sansen er sammen med likevektsapparatet nødvendig for å kunne holde balansen og koordinere bevegelser. Kroppen benytter seg av en spesiell type reseptorer, proprioseptorer, i muskler, sener og ledd. Disse registrerer leddenes stilling ved å registrere spenningen i muskler og sener og sender denne informasjonen videre til lillehjernen og hjernebarken, hvor informasjonen samordnes og gjøres forståelig for oss. En skiller mellom statisk og dynamisk sans.

Statisk sans er evnen til å vite leddets stilling og er avhengig av reseptorer som tilpasser seg langsomt. Dynamisk sans er evnen til å bedømme hastighet på bevegelsene og er avhengig reseptorer med dynamisk følsomhet (18, 19).

Studier har vist at personer med nakkesmerter har redusert/endret proprioseptiv sans, vist som redusert nøyaktighet eller som økt JPE, i forhold til nakkefriske personer (20-24). Her er det brukt tester for statisk leddsans, der man ser på hodets reposisjoneringsevne enten ved at man reposisjonerer hodet til nøytral stilling etter en aktiv bevegelse (22) eller at man reposisjonerer hodet fra nøytral stilling til en gitt posisjon eller vinkel (21, 24). Det er imidlertid stilt spørsmålstegn ved om disse testene fordi de måler kun posisjonssans samtidig som enkle bevegelser kan være lagret i hukommelsen og at man derfor kan reposisjonere hodet tilbake til nøytral posisjon uavhengig av proprioseptiv informasjon. Det argumenteres derfor med at en trenger tester med mere kompliserte bevegelsesoppgaver (25, 26). Det er utviklet en test hvor en følger et punkt som beveger seg i et ukjent mønster/bevegelsesbane på en skjerm, og det finnes en test der man følger et punkt i et kjent mønster der man utfordrer det proprioceptive og det visuelle systemet (27, 28). Begge disse testene har vist at personer med nakkeplager/smerter har redusert presisjon og flyt i bevegelsene i forhold til nakkefriske personer (27, 28).

1.1.3 Postural kontroll

Postural kontroll defineres som «Evnen til å opprettholde likevekt i et gravitasjonsfelt ved å holde eller returnere kroppens tyngdepunkt over understøttelsesflaten og som evnen til å kontrollere kroppens posisjon i rommet» (29). Dette er nødvendig for å kunne bevare eller gjenopprette en tilstand av balanse ved alle stillinger eller aktiviteter (19).

Normal balanse og målrettede bevegelser, både automatiske og viljestyrte, krever et komplisert samspill mellom ulike sanseorganer og at sentralsystemet får tilstrekkelig informasjon om hodets stilling i forhold til kroppen og hodets stilling i rommet. Likevektssansen informerer om hodets stilling og bevegelser, synssansen registrerer hvordan kroppen er plassert i forhold til omgivelsene, proprioseptorer i sener, muskler og ledd forteller om kroppsdelenes stilling, og hudreseptorer i fotsålene registrerer kroppens vektfordeling i forhold til underlaget. Områder i hjernebarken setter sammen all denne sanseinformasjonen og fører til automatisk og simultan justering av muskelspenningen i muskler som bidrar til å holde kroppen oppreist.

Likevektsapparatet sammen med proprioceptorer i nakken informerer om det er hele kroppen som beveges eller kun hodet.(18).

Oppreist har menneskekroppen et relativt høyt tyngdepunkt. For å holde balansen svaier kroppen litt forover og bakover, noe som er automatiske korreksjoner av muskelspenningen (18, 30).

Studier har vist redusert postural kontroll i form av redusert stående balanse og økt postural svai hos personer med nakkeplager, og da spesielt personer med whiplash associated disorders WAD, i forhold til nakkefriske, noe som kan ha sammenheng med endret proprioseptiv informasjon og nakkesmerter (31-34). Det er også vist en sammenheng, både for nakkefriske og pasienter med WAD, mellom muskulær utmattelse og økt postural svai (34, 35).

1.1.4 Muskelstyrke/nakkens muskulatur

I nakken er det rikelig med små og større, dype og overflatiske muskler som fungerer sammen i et nøye samspill for å gjennomføre alle de kompliserte nakkebevegelsene som er nødvendig for å gjennomføre daglige aktiviteter. Disse deles inn i muskler som beveger hodet (nakkerosetten) og de som stabiliserer og beveger nakken (7, 36).

Studier har vist at pasienter med kroniske nakkesmerter har redusert maksimal isometrisk styrke og redusert utholdenhet i nakkeflexorer både i dype og overflatiske nakkemusklene (37). Det er også vist at pasienter med kroniske nakkesmerter har redusert evne til å opprettholde isometriske muskelkontraksjoner i tester med lav og moderat belastning (38) og at disse har redusert hodestødighet ved isometriske tester der en holder hodet opp mot tyngdekraften, noe som antas å komme av smerter og/eller tretthet i nakkemusklene (39).

1.2 Nakkesmerter/-plager

Nakkesmerter er, sammen med ryggplager, en av de vanligste muskel-skjelettplagene (40). Ettårsprevalensen for nakkesmerter hos den norske befolkning ligger et sted mellom 30 og 50 % (41-43) og samsvarer med internasjonale tall (44). Uklare definisjoner på nakkesmerte er sannsynligvis årsaken til det forholdsvis store spranget. Det ser ut til at prevalensen av nakkesmerte er størst hos personer i yrkesaktiv alder og hos kvinner (44). En stor del av de som opplever nakkesmerter behandles hos ulike aktører i primærhelsetjenesten og for noen år siden

ble det gjennomført en større kartleggingsundersøkelse av pasientsammensetningen hos privatpraktiserende fysioterapeuter i Trondheim. Denne viste at 21,5% av pasientene hadde nakke og/eller skulderplager (45). Nakkesmerte er sjeldent forklart ut fra kjent patologi og har ofte vart i lang tid med liten eller variabel bedring av plagene. Symptomene er ofte smerte, men smerten opptrer gjerne i kombinasjon med funksjonelle begrensninger, enten som mindre bevegelsesutslag eller avvikende bevegelsesmønster (15). Ulike behandlingstyper kan tilbys, men disse er ofte ikke tilpasset kunnskap om underliggende mekanismer til problemet.

2 INTRODUKSJON

Senere tids forskning tyder på at nakkesmerte og andre symptomer i nakken kan være relatert til endret motorisk kontroll (11, 46). Flere studier har blant annet vist at slike endringer er assosiert med nakkesmerter; forsinket aktivering av dype nakkeflexorer (47), økt aktivering av overflatiske nakkeflexorer (46), reorganisering av muskulære aktiveringsmønstre (48), ujevne "hakkete" bevegelsesmønstre (49), uregelmessige bevegelseskurver (50) og stivere bevegelsesmønstre (15). Endringene kan være tegn på dysfunksjon i motorisk kontroll men det kan også være uttrykk for en normal og muligens hensiktsmessig tilpasning til smerte (51). Det er tidligere vist at langvarig smerte er assosiert med redusert bevegelsesutslag i det primære bevegelsesplanet i tillegg til redusert medbevegelse i "tilhørende" plan under aktiv rotasjon. Dette resulterer i et stivere bevegelsesmønstre (15). Dette kan i akutfasen reflektere en situasjon der tilpasning er nyttig, men er ikke nødvendigvis hensiktsmessig når den akutte fasen er over.

Det er lite informasjon om hva som kan tolkes som normale bevegelser eller bevegelsesmønstre, og det er også uklart hvorvidt avvikende bevegelsesmønstre naturlig vil bedres ved opplevd bedring eller endres ved klinisk intervensjon eller om dette i det hele tatt er nødvendig for funksjonelle forbedringer og smertereduksjon.

Vurdering av bevegelse og bevegelsesmønstre er en vanlig og viktig del av den kliniske undersøkelsen av pasienter med nakkesmerte (11-13). Som oftest blir slike tester vurdert visuelt og blir dermed høyst subjektive (52, 53).

I de senere år er det utviklet ulike databaserte måleinstrumenter som måler bevegelse i 3D-plan. Disse gjør det mulig å måle bevegelsen i det primære bevegelsesplan og samtidig registrere medbevegelse/ sekundærbevegelse i de to andre plan. En kan se på hastighet, jevnhet og kvalitet på bevegelsen. Systemene er funnet å gi presise målinger (13, 17, 54).

Å ha kunnskap om variasjonen i bevegelse og bevegelsesmønstre hos nakkefriske og å se på hva som karakterisere disse er derfor viktig både som referanse i klinikken og i fremtidig forskning (12, 17, 55).

For å kunne skille mellom «normale» og «unormale» bevegelser og bevegelsesmønstre i nakken er det viktig å etablere normdata og ha reliable tester med høy reproduserbarhet av funn (54-56). Det er tidligere gjort noen studier av nakkefriske for å etablere normdata for CROM, JPE (12, 17, 52-54) og isometriske utholdenhet/styrke (56-59). Nylig ble det publisert normdata også for

den såkalte fluetesten som registrerer flyt og presisjon i avanserte koordinasjonskrevende bevegelser (60). Flere peker på utfordringen med at det er brukt ulike måleinstrumenter og prosedyrer for testene (12, 54) og hevder at det i mangel på standard testprosedyrer bør det etableres normdata for hver «variant» av testene. Det er også etterlyst studier som redegjør for forskjeller relatert til alder og kjønn (17, 54, 56, 57).

I laboratoriet ved ISM, NTNU brukes Liberty, Polhemus, Colchester, VT, USA. , et system basert på et elektromagnetisk felt hvor en registrerer bevegelsen via sensorer festet på personen og en transmitter som genererer det elektromagnetiske feltet (1, 61). I denne studien er systemet videreutviklet og nye tester er lagt til. En ønsker å etablere en normaldatabase for disse testene der en redegjør for forskjeller relatert til alder og kjønn.

2.1 Målsetting

Målsettingen ved denne studien er å etablere normdata, og samtidig se på om det er forskjeller relatert til kjønn og alder, for et utvalg tester som vurderer bevegelse og bevegelseskontroll i nakken hos naknefriske personer ved bruk av Liberty, Polhemus, Colchester, VT, USA.

3 MATERIALE OG METODE

3.1 Design

Denne studien har et tverrsnitts-design der man undersøker et utvalg nakkefriske personer for å forsøke og finne hva som karakteriserer «normale» bevegelser og bevegelsesmønstre og for å etablere normverdier til et utvalg sentrale bevegelsestester av nakken.

3.2 Forsøkspersonene

96 nakkefriske, 43 menn og 48 kvinner, i alderen 18 – 67 år ble inkludert i studien.

Aldersgruppen er valgt fordi en ønsker å se på variasjonen hos mennesker i yrkesaktiv alder.

Forsøkspersonene ble rekruttert blant ansatte og studenter ved NTNU og St. Olavs Hospital og blant venner og venners venner. De inkluderte måtte ha normalt eller normalkorrigert syn.

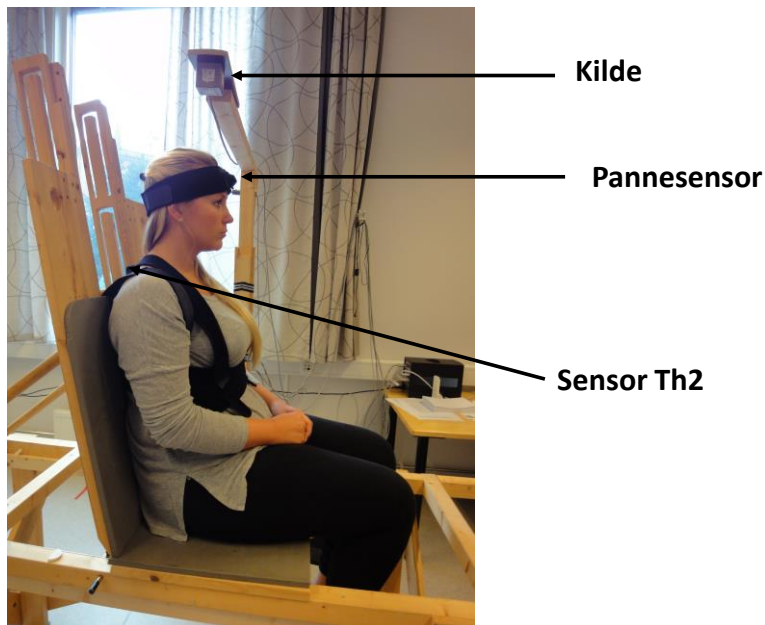
Personer som hadde hatt nakkesmerter de siste 3 måneder, som hadde vart mer enn 2 dager og med score på 3 eller høyere på numerical pain rating scale (NRS 0-10), kunne ikke delta. Ved eventuelle smerter på undersøkelsestidspunktet (oppstått samme dag, eller dagen før) måtte NRS (0-10) være under 3. I tillegg ble personer med diagnostisert systemisk eller kronisk sykdom eller tilstander som kan påvirke bevegelseskontroll, nakkesmerter eller evnen til å delta i tiltak (diagnostisert systemisk eller kronisk sykdom, generaliserte smerter, graviditet, tidligere nakkeskade) eller problemer med forståelse av norsk språk både skriftlig og muntlig ekskludert fra å delta.

3.3 Måleinstrumentet

Alle bevegelsesdata ble registrert ved hjelp av Liberty (Polhemus, Colchester, VT, USA), som er et 3D elektromagnetisk system. Systemet består av en transmitter (videre kalt kilde), som produserer et lav-frekvent elektromagnetisk felt og sensorer med en oppdateringsfrekvens på 240 Hz. Sensorene gir informasjon om posisjon og orientering i det elektromagnetiske feltet i forhold til kilden eller en annen sensor og tillater målinger i seks frihetsgrader – tre plan (sagittale, transversale og vertikale) og tre akser rundt rotasjon. I følge produsenten har systemet en statisk nøyaktighet for posisjon på 0,076 cm RMS (root mean square) og 0,15 grader RMS for orientering i rommet (61). Dette systemet er funnet å gi reliable data for posisjon og orientering i rommet for både nakkefriske personer med kroniske nakkeplager (62, 63).

Systemet kan være sensitivt for metaller i det elektromagnetiske feltet. For å redusere slike forstyrrelser ble det konstruert en regulerbar trebenk og et spesiallaget stativ i tre for kilden som ikke inneholdt metallskruer eller andre metallgjenstander. Forsøkspersonene ble bedt om å ta av seg gjenstander (smykker, belter og lignende) som kunne påvirke det elektromagnetiske feltet. Systemet har også en innebygget alarmfunksjon ved eventuelle forstyrrelser.

Kilden var plassert over forsøkspersonens hode og 2,5 m fra en stor skjerm på veggen. Sensorene ble festet til forsøkspersonens panne ved hjelp av et pannebånd og over Th2 ved hjelp av en regulerbar «vest». Ved tester utført i stående stilling ble det plassert en sensor på sakrum. Alle belter og bånd ble spesiallaget, var i et elastisk materiale med gummiert bakside og ble festet med borrelås.



Bilde 1. Plassering av sensorer og kilde på testpersonene

En Matlab basert software (KAN5), utviklet i samarbeid med Institutt for teknisk kybernetikk, IME-fakultetet, NTNU, ble brukt til analyse av bevegelsesdataene. Det ble laget et eget analyseoppsett for denne studien med bakgrunn i at vi ønsket å se på bevegelsesutslag, bevegeshastighet, – jevnhet og – presisjon og hodets stødighet. Alle dataene hadde innlagt et low-pass filter Butterworth 20Hz (3. grad) for å fjerne ufysiologisk støy (28).

Før hver test ble det gjort et kalibreringsopptak for å bestemme testpersonens "korporale" koordinatsystem. Det vil si at hver testperson fikk beregnet sitt individuelle koordinatsystem for de ulike bevegelsene. Programvaren inkludert en algoritme som gjorde at systemet for hver bevegelse kunne beregne retningen av en dominerende rotasjonsakse. De to tilknyttede planene ble deretter justert vinkelrett på den dominerende aksens primærplan. På denne måten, ble bevegelsesplanene definert av den enkelte persons "valg" av retning under bevegelse, i motsetning til et fast koordinatsystem i rommet.

3.4 Testprosedyre

Det ble valgt ut et sett med tester som dekker ulike aspekter ved bevegelse og bevegelseskontroll i nakken og som nevnt innledningsvis var det funnet avvik i disse parameterne hos pasienter med nakkesmerter. Testene er også blitt brukt i tidligere studier (1, 15, 27, 28, 39, 64-66), men datainnsamlingen i denne studien var noe forskjellig. Tidligere studier ikke har sett på alle tester med samme instrument og sammenlignet alle tester innen og mellom individer innenfor samme testsesjon.

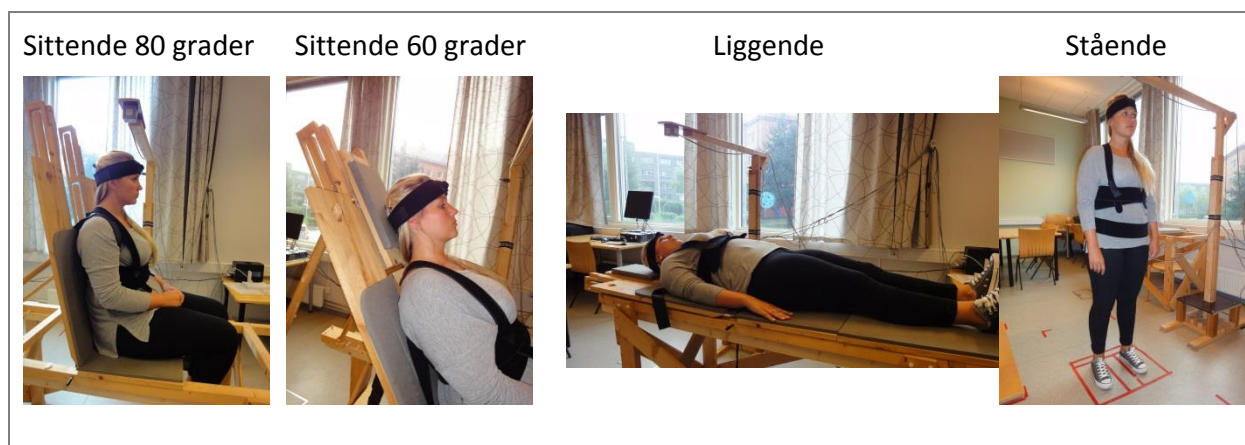
Disse dataene vil også være normaldata til de nye testene og dermed fungere som referanseverdier for utviklingen av klassifikasjonskriterier.

Testene ble utført i et laboratorium ved DMF/St Olavs Hospital og ble ledet av to ulike testere, en fysioterapeut og en sykepleier, som var opplært i bruk av utstyret. Det ble utarbeidet en egen prosedyre for instruksjon og gjennomføring av hver testsekvens for å sikre at begge testlederne ga samme informasjon og at testene ble gjennomført på så lik måte som mulig. Instruksjon om hvordan testen skulle gjennomføres ble lest opp før hver test og det ble ikke gitt ytterligere informasjon med mindre en så at forsøkspersonen hadde behov for det for å kunne gjennomføre testen riktig. Før teststart ble det, som tidligere nevnt, gjort en kalibrering for å bestemme kroppens koordinatsystem. Denne ble gjort ved at forsøkspersonen gjennomførte sammenhengende bevegelser i tre påfølgende plan: en full fleksjon/ekstensjonsbevegelse, en rotasjon til venstre og høyre og en sidebøy til venstre og høyre. Testleder instruerte dette først før forsøkspersonen gjorde en prøve av bevegelsene. Denne runden fungerte også som en liten oppvarming. Hele testsekvensen tok omlag 45 min.

3.5 Testene og utfallsmål

Alle sittende tester ble foretatt på trebenken med ryggstøtte og bena på fothviler.

Forsøkspersonen ble bedt om å finne en komfortabel stilling. Stående tester ble utført 2,5 meter fra skjermen med bena 12 cm fra hverandre og testpersonen sto uten sko. Testrekkefølgen var bestemt utfra utgangsstilling slik at alle tester i sittende stilling ble gjort først, deretter liggende stilling og til slutt stående tester, bilde 2. Tabell 1 viser en oversikt over testene som ble gjort og hvilken sensor som ble brukt som referansesensor i de ulike testene.



Bilde 2. De ulike teststillingene

3.5.1 Aktive bevegelsesutslag og medbevegelse

Tester av hodets bevegelse i det sagittale, transversale og vertikale plan (fleksjon/ekstensjon, sidebøy og rotasjon) ble gjort for å undersøke nakkens bevegelsesutslag (CROM) og bevegelsesmønstre.

Undersøkelsen ble gjort i sittende stilling, 80 grader tilbaketrukket, med overkroppen festet til ryggstøtten ved hjelp av skulderstropper. Testpersonen ble bedt om å finne en komfortabel stilling og å holde hodet i en nøytral stilling med blikket fremover. Det ble gjort tester først i fleksjon/ekstensjon, deretter rotasjon til venstre/høyre og til slutt sidebøy venstre/høyre. Tre repetisjoner ble gjort av hver test. Forsøkspersonen ble bedt om å ta ut bevegelsen i det primære bevegelsesplanet så langt som mulig uten ubehag og deretter tilbake til utgangsposisjonen. Dette skulle utføres i en så jevn bevegelse som mulig. Instruksjonen for fleksjons-/ekstensjonsbevegelsen var å bøye hodet fremover så langt som mulig for deretter å bøye det bakover så langt som mulig og tilbake til utgangsposisjon. Instruksjonen for

rotasjonsbevegelsen var det at de skulle snu hodet så langt som mulig til venstre deretter til høyre og tilbake til utgangsposisjonen. I sidebøy var instruksjonen å legge venstre øre ned mot venstre skulder deretter høyre øre ned mot høyre skulder og tilbake til utgangsposisjonen.

Det ble ikke gitt noen instruksjon om hvor raskt bevegelsene skulle gjennomføres.

CROM ble målt som et gjennomsnitt av de tre repeterte bevegelsene i hvert primærplan og i tillegg ble gjennomsnittlig medbevegelse brukt. Medbevegelse er beregnet som summen av bevegelsene i de to sekundærplanene, for eksempel ved å utføre fleksjon/ekstensjon vil det samtidig være en medbevegelse både i rotasjon og sidebøy/sidefleksjon. Summen av det gjennomsnittlige bevegelsesutslag i de tre primærplanene blir også brukt og er gitt som total CROM. Hastigheten på bevegelsen i hvert primærplan ble målt i grader pr. sekund.

3.5.2 Cervical joint position error

Cervical joint position error (JPE) er en test for statisk leddsans/posisjonssans, der en ser på personens evne til å reposisjonere hodet etter å ha rotert «så langt en klarer uten ubehag», først til venstre og deretter til høyre med bind for øynene.

Testen ble gjort fra 80 grader sittende stilling som utgangsposisjon. Instruksjonen var å finne en «normal» utgangsposisjon som skulle memoreres, for deretter å rotere hodet så langt en klarte til venstre for så å finne presist tilbake til utgangsstillingen. Når en følte at utgangsposisjonen var gjenfunnet skulle en gi verbal beskjed til testleder. Dette ble repetert tre ganger med en kort pause i mellom for deretter å gjøre de samme repetisjonene til høyre side.

Avviket fra utgangsposisjonen ble målt i alle plan og absoluttverdien av det største avviket, uavhengig av plan, ble satt som mål for reposisjoneringsavviket.

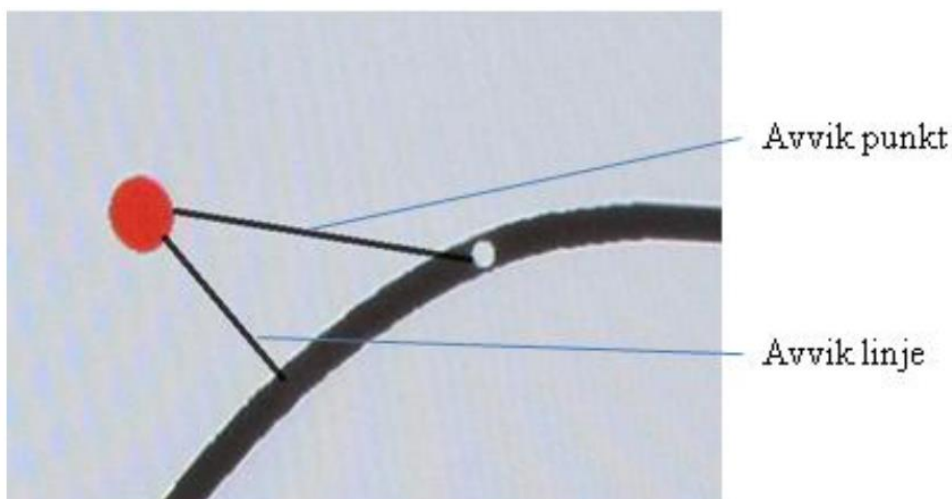
3.5.3 Åttetallstest

Hensikten med denne testen var å undersøke bevegelseskontroll målt som bevegelsespresisjon og bevegelsesflyt. Testpersonen kunne styre en markør på en storskjerm ved hjelp av hodets bevegelser og oppgaven var å la markøren følge et liggende åttetall på skjermen i en gitt hastighet. Åttetallet var 103,5 x 46,5 cm stort og ble vist på en skjerm som var plassert 250 cm fra testpersonen. På skjermen var det to markører: en hvit som gikk i bane rundt åttetallet og en

litt større rød, som testpersonen styrte ved hjelp av hodebevegelser og sensoren i panna. Instruksjonen var å følge den hvite markøren med den røde markøren så presist som en klarte. Testen startet i midten av åttetallet og markøren gikk først opp til høyre og fulgte deretter åttetallet en hel runde rundt. Det var to tester med ulik omløpshastighet, hvor den ene brukte 30 sekunder (åttetall 30) og den andre 20 sekunder (åttetall 20) på å fullføre et helt åttetall. Begge ble utført i 80 grader sittende stilling. En test med 30 sekunders omløpshastighet ble også utført stående (åttetall 30 stående).

Presisjon ble målt som RMS (root mean square) avvik fra linjen, som er den gjennomsnittlige absoluttverdien for avstanden (målt i centimeter) den røde markøren hadde fra linjen. Denne avstanden måles vinkelrett på åttetalsslinjen, bilde 3. Bevegelsesflyt ble målt som RMS vinkelhastighet, dvs. hvor mye rotasjonsbevegelse som foregår i bevegelsen (grader/sekund), i frekvensbåndene 3-4 Hz og 4-5 Hz. Disse to frekvensbåndene ble valgt da det tidligere er funnet signifikante forskjeller mellom nakkefriske og pasienter med whiplash (1).

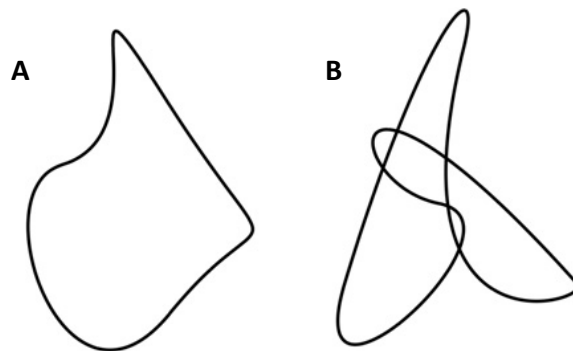
Før prosjektet startet opp ble det gjort en liten «pilot» på denne testen samt på en fluetest. Et utvalg på 5 personer gjorde 10 repetisjoner hver av testene (åttetall 20 og flue 1 vanlig) og viste at RMS avvik linje for åttetall 20 stabiliserte seg fra runde 2, mens for avvik punkt og avvik linje for flue 1 vanlig så vi ikke samme tendens. Det ble derfor lagt inn en testrunde i forkant av åttetallstestene, slik at forsøkspersonene ble kjent med oppgaven.



Bilde 3. Illustrasjon av avvik linje og avvik punkt som ble brukt i åttetalles- og fluetest.

3.5.4 Fluetest

Dette er også en test for å undersøke bevegelseskontroll. Testen ble utviklet og introdusert i av Eythor Kristjansson i 2004 (26). Her skal testpersonen følge en markør (videre kalt flue) med forskjellige bevegelsesbaner og som krever ulikt bevegelsesutslag i nakken for å følge flua. I motsetning til åttetallet er bevegelsesbanen ikke synlig for testpersonen. To ulike bevegelsesbaner med ulik vanskelighetsgrad ble utført (figur 1). Flue 1 var regnet som lett og Flue 2 var regnet som vanskelig. Hver av bevegelsesbanene ble gjennomført to ganger: a) en gang der en følger flua med en direkte samsvarende nakkebevegelse og den testen betegnes som «vanlig», og b) en "stor" fluetest der dobbelt så stort bevegelsesutslag i nakken var nødvendig for å gjennomføre samme fluebevegelse på skjermen. Dette blir i alt 4 tester i følgende rekkefølge: Flue1 vanlig, Flue2 stor, Flue1 stor og Flue2 vanlig. Hver av disse 4 testen hadde en omløpshastighet på 30 sekunder.



Figur 1. De to mønstrene som skulle følges: A er regnet som et lettere mønster (flue 1) og B er et noe vanskeligere mønster (flue 2)

Her var det altså kun to markører synlige for testpersonen, en hvit/svart (flua) som beveget seg i jevn hastighet på skjermen og en rød markør som kunne styres med hodets bevegelser. Banen til "flua" var dermed på forhånd ukjent. Testene ble gjennomført i 80 grader sittende og instruksjonen var å bruke den røde markøren til å følge flua så presist som en klarte. Forsøkspersonene fikk ikke vite at det var forskjellige bevegelsesbaner på forhånd, men de fikk beskjed underveis om at de måtte bruke litt større hodebevegelse for å flytte den røde markøren når det var stor flue og mindre hodebevegelse når en gikk tilbake til liten flue.

Som for åttetallstesten ble presisjon målt som RMS avvik linje, avstanden fra bevegelsesbanens (usynlige) linje i tillegg til at det ble registrert RMS avvik punkt, som er den gjennomsnittlige absoluttverdien for avstanden (målt i centimeter) mellom den røde markøren og flua, bilde 3. Flyt ble målt som RMS vinkelhastighet (grader/sekund) i frekvensbåndene 3-4 og 4-5.

3.5.5 Isometriske holdetester

Isometriske holdetester av hodet ble utført i 60° tilbakeleent sittende stilling (regnet som lav belastning) og i ryggliggende stilling (regnet som høy belastning). Hodestøtten ble regulert slik at testpersonen hadde en mest mulig nøytral utgangsstillingstilling i nakken og hodet, bilde 4. Liggende test (høy belastning) ble utført med inntrukket hake for å undersøke utholdenhet i dype nakkeflexorer og evnen til å holde hodet stødig.

Instruksjonen var å løfte hodet såvidt (ca. 2 cm), bilde 5, opp fra underlaget og holde hodet i denne posisjonen i henholdsvis 60 sekunder i sittende og 30 sekunder i ryggliggende. Dersom testpersonen ikke klarte å holde så lenge, ble en bedt om å gi verbal tilbakemelding før en avbrøt testen og la hodet tilbake. Tidsmålingen startet etter at hodet var løftet og ble avsluttet før hodet ble senket.



Bilde 4. Utgangsstilling for liggende holdetest



Bilde 5. Hodet løftet fra underlaget

For holdetestene ble det registrert RMS vinkelhastighet som mål for hodets stødighet. En registrerte imidlertid også hodets totale forflytning i sagittalplanet under testing for å se om, og i så fall hvor mye hodet ble løftet eller senket under testen.

3.5.6 Spørreskjema

Demografiske data, selvrapportert smerte og funksjon i dagliglivet/ funksjonsbegrensninger ble innhentet ved hjelp at et standardisert spørreskjema før testene ble gjennomført.

For selvrapportert smerte ble Numerical pain Rating Scale - NRS (0-10) (67) benyttet både før og etter testing og for funksjon i dagliglivet/funksjonsbegrensninger ble norsk versjon av Neck Disability Index, NDI (68, 69) brukt. Begge disse (NRS, NDI) er brukt i tidligere nevnte studier (27, 46, 47, 49, 66)

Tabell 1. Oversikt over de ulike testene og referansesensorer som ble brukt.

Test		Sensor i panne målt i forhold til
CROM	Bevegelse i primærplan (grader)	Th2
	Medbevegelse i sekundærplan (grader)	Th2
	Gj.snitt bevegelseshastighet (°/sek)	Th2
JPE	Største reposisjoningsavvik uavhengig av plan (grader)	Th2
Åttetall	RMS avvik linje (cm)	Kilde
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 (°/sek)	Kilde
	Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 (°/sek)	Kilde
Flue	RMS Flue avvik punkt (cm)	Kilde
	RMS Flue avvik linje (cm)	Kilde
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 (°/sek)	Kilde
	Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 (°/sek)	Kilde
Holdetest	Vinkelhastighet (°/sek)	Th2
	Hodets bevegelse i sagittalplan (grader)	Th2

3.6 Statistiske analyser

Deskriptiv statistikk ble brukt for å beskrive testpersonenes karakteristika. Normaldatabasen ble presentert med mean, standardavvik og persentiler. Data ble undersøkt for normalfordeling ved hjelp av Shapiro-Wilks test og undersøkt for outliers. Alle outliers ble nøye gjennomgått og undersøkt for om det var noen feil. Vi valgte å være konservativ i å fjerne outliers og fjernet kun de som åpenbart ikke skulle være med (ekstreme outliers). Enkelte av testene ble analysert med og uten outliers for å se på hvordan det slo på resultatene ut å fjerne dem.

For å undersøke om det var forskjeller mellom kjønn og mellom aldersgrupper ble det for normalfordelte data brukt parametriske tester (t-test) for normalfordelte data og ikke parametriske tester (Mann Whitney U test) ble brukt for ikke normalfordelte data. Kun de tre primærbevegelsene i CROM, TCROM og medbevegelse i sidebøy var normalfordelte. Wilcoxon sign rank-test ble brukt for å se på om det var forskjeller mellom repetisjonene innenfor testene.

Alle resultater var vurdert som signifikante ved $p < 0,05$.

Resultatene ble overført til Excel 2010 og IBM SPSS Statistics 20 for videre analyse.

3.7 Etikk

Studien ble godkjent av Regional komite for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk, Region Midt-Norge (2011/2522/REK midt) og gjennomført i henhold til Helsinki-deklarasjonen.

Skriftlig og muntlig informasjon om prosjektet ble gitt og skriftlig samtykke fra deltakerne ble innhentet før teststart. Alle testene ble gjennomført innenfor normale og selvvalgte grenser for bevegelse og medførte ikke smerte eller fare. Deltakerne fikk 4 flax-lodd som takk for hjelpen.

4 RESULTAT

Det ble totalt inkludert 96 personer studien. 5 testpersoner (2 menn og 3 kvinner) ble ekskludert, da det etter testingen fremkom en usikkerhet rundt varighet siden siste episode med nakkesmerte og grad/intensitet av nakkesmerter på undersøkelsestidspunktet. Data for 91 personer ble med i analysene, se tabell 2 for karakteristika.

Tabell 2. Forsøkspersonenes karakteristika

Forsøkspersoner (N=91)		Maks/min
Kjønn (menn/kvinner)	43 / 48	
Alder (år)*	40,8 (13,8)	18/67
Alder menn/kvinner*	39,3 / 42,1 (13,7/13,8)	
Vekt (kg)*	76,5 (15,5)	49/130
Høyde (cm)*	174,2 (9,6)	153/197
Body mass index (BMI)*	25,0 (3,5)	18,59/38,4
Tidligere episode(r) med nakkesmerte (ja/nei) ¹	17 / 74	
Antall episoder med nakkesmerte (av de som svarte ja) *	2,7 (2,5)	1/10
Tid siden siste episode (mnd.)*	49,2 (38,9)	5/120
Nakkesmerte akkurat nå (0-10)*	0,0 (0,2)	0/2
Nakkesmerte siste mnd. (0-10)*	0,2 (0,7)	0/3
NDI score (0-50)* ²	0,7 (1,5)	0/8

* Data er presentert som gjennomsnitt ± standardavvik (SD)

¹ 18-44 år: 3 kvinner og 3 menn. 45-67 år: 8 kvinner og 3 menn

² NDI-score: 0 – 4 = No disability, 5 – 14 = Mild disability.

Normdataene for hver test er presentert i egne tabeller i appendix. Menn var noe yngre enn kvinner både totalt og i aldersgruppene 18-44 år og 45-67 år, men dette var ikke signifikant forskjeller. Analyser viste at noen tester var signifikant forskjellig mellom kjønn, se tabell 3 og noen signifikant forskjellig mellom aldersgruppene, se tabell 4

Tabell 3. Tester med signifikant forskjell på kjønn

Test	Analyse	Menn	Kvinner	Mean diff.	p-verdi
Åttetall 30	RMS avvik linje (cm)	1,31	1,58	-0,32	0,003
Åttetall 20	RMS avvik linje (cm)	1,68	2,09	-0,43	0,008
Åttetall 30 stående	RMS avvik linje (cm)	1,28	1,48	-0,27	0,003
Flue 1, vanlig	Avvik linje (cm)	1,21	1,40	-0,34	0,006
	Avvik punkt (cm)	2,04	2,41	-0,70	0,004
Flue 2, stor	Avvik linje (cm)	1,24	1,53	-0,33	<0,001
	Avvik punkt (cm)	2,35	2,98	-0,74	<0,001
Flue 1, stor	Avvik linje (cm)	0,96	1,29	-0,34	<0,001
	Avvik punkt (cm)	1,59	2,16	-0,85	<0,001
Flue 2, vanlig	Avvik linje (cm)	1,39	1,79	-0,43	<0,001
	Avvik punkt (cm)	2,55	3,30	-1,06	<0,001

Alle forskjeller funnet med ikke-parametriske tester

Tabell 4. Tester med signifikant forskjell på alder

Test		18-44 år	45-67 år	Mean diff.	p-verdi
CROM	Fleksjon/ekstensjon (grader) ¹ *	135,35	116,83	18,52	<0,001
	Rotasjon (grader) ¹ *	149,24	132,07	17,17	<0,001
	Sidebøy (grader) ¹ *	84,60	61,45	23,14	<0,001
	Medbevegelse sidebøy (grader)*	53,65	72,03	-18,38	0,001
Total CROM (grader)*		369,18	310,36	58,83	<0,001
Flue 1, vanlig	Avvik punkt (cm)	2,23	2,96	-0,73	0,001
Flue 2, stor	Avvik punkt (cm)	2,67	3,16	-0,49	0,016
Flue 1, stor	Avvik punkt (cm)	1,88	2,54	-0,67	0,007
Flue 2, vanlig	Avvik punkt (cm)	2,93	3,83	-0,90	0,001
Holdetest 60	Vinkelhastighet total (°/sek)	1,85	1,58	0,27	0,001
Holdetest liggende	Vinkelhastighet total (°/sek)	4,82	4,15	0,67	<0,001

¹ primærbevegelse

* Forskjell funnet ved parametriske tester

4.1 Bevegelsesutslag og medbevegelse

Data for primære bevegelsesutslag i de ulike plan viser signifikant effekt av alder men ikke kjønn og dataene presenteres derfor kun i forhold til alder, se tabell 4 og 5, 6, 7 og 8 i appendix.

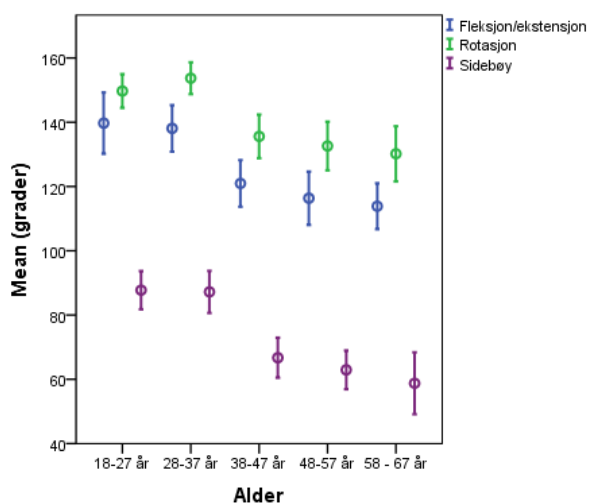
Aldersgruppen 18-44 år har en signifikant større bevegelse i alle de tre primære bevegelsesplanene enn aldergruppen 45-67 år, se tabell 3. Ved grafisk fremstilling av dataene

ser en at CROM synker med alderen i alle tre bevegelsesplanene. Ved inndeling i 10 års aldersgrupper fremkom det en signifikant forskjell mellom aldersgruppene 27-37 år og 38-47 år ($p < 0,000$) med en reduksjon i fleksjon/ekstensjon på 17,1 grader, i rotasjon på 18,1 grader og i sidebøy på 20,5 grader (figur 2).

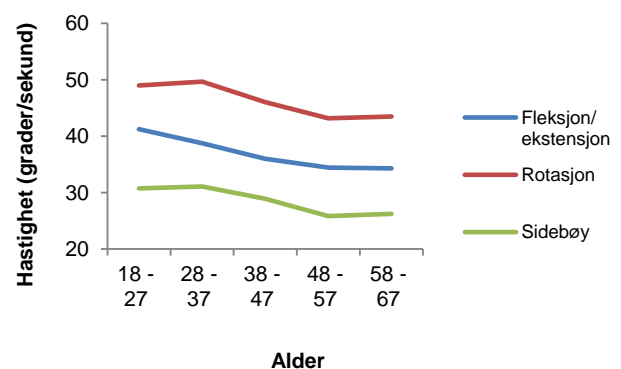
Ingen signifikant effekt av kjønn eller alder ble funnet i medbevegelse ved primærbevegelse i fleksjon/ekstensjon og rotasjon. Ved primærbevegelse i sidebøy finner en imidlertid en signifikant forskjell mellom medbevegelsen i aldersgruppene 18-44 år og 45-67 år ($p = 0,001$) hvor de eldre har en større grad av medbevegelse enn de yngre. Resultatene viser en tendens til at medbevegelsen øker med alderen også for primærbevegelsene i fleksjon/ekstensjon og rotasjon. Medbevegelsen er minst ved primær fleksjon/ekstensjon og størst ved primær sidebøy og utgjør henholdsvis gjennomsnittlig 13% og 90% av primærbevegelsen. I sidebøy er medbevegelsen større enn primærbevegelsen i aldersgruppene 38-47 år, 48-57 år og 58-67 år.

Total CROM synker også med alderen og det er en signifikant forskjell mellom aldersgruppene 18-44 år og 45-67 år med samme signifikante forskjell mellom aldersgruppene 28-37 år og 38-47 år. Ser en på den samlede bevegelsen i alle plan (primærbevegelsene + medbevegelsene) synker også denne med alderen, men mindre enn total CROM.

For bevegelseshastighet var det ingen forskjeller mellom aldersgruppene, men resultatene viser en tendens til at bevegelseshastigheten blir noe langsommere med alderen (figur 3).



Figur 2. Bevegelsesutslagene i primærplan



Figur 3. Bevegelseshastighet

4.2 Cervical joint position error

Første opptak av reposisjoneringstest både til venstre og høyre ble fjernet da første forsøk i begge retninger viste signifikant ($p < 0,001$) høyere reposisjoneringsavvik enn test 2 og 3, noe som kan antas å være en læringseffekt.

Verken alder eller kjønn påvirket reposisjoneringsevnen og resultatene presenteres derfor samlet, se tabell 9 i appendix. Gjennomsnittlig reposisjoneringsavvik var 2,5 grader ved rotasjon til venstre og 3,0 grader ved rotasjon til høyre, men det er ingen signifikant forskjell mellom venstre og høyre side.

Ved JPE til venstre hadde ca. 50% av forsøkspersonene reposisjoneringsavviket i primærbevegelsen (rotasjon), mens tilsvarende reposisjoneringsavvik for JPE høyre var på 60%.

4.3 Åttetallstest

RMS avvik linje viste en signifikant effekt av kjønn, men ikke av alder, for alle åttetallstestene (30, 20 og 30 stående). Kvinner har signifikant høyere avvik linje enn menn for alle tre åttetallstestene (se tabell 3). Med bakgrunn i dette ble normdata presentert i forhold til kjønn, se tabell 10 i appendix.

RMS avvik linje var omtrent like stor for åttetall 30 (langsom) og åttetall stående, mens for åttetall 20 var avvik linje signifikant ($p < 0,000$) høyere enn åttetall 30 og stående for begge kjønn.

Ingen effekt av alder eller kjønn ble funnet på vinkelhastigheten innen begge frekvensbåndene i de tre åttetallstestene. Hos menn var vinkelhastigheten signifikant høyere innen begge frekvensbåndene for åttetall 20 enn for åttetall 30 og åttetall 30 stående ($p < 0,03$). For kvinner hadde åttetall 20 og åttetall 30 stående signifikant høyere vinkelhastighet enn åttetall 30 innen frekvensbånd 3-4 ($p < 0,01$). Innen frekvensbånd 4-5 var vinkelhastighetene i de tre åttetallstestene signifikant forskjellig fra hverandre hos kvinner ($p < 0,04$).

4.4 Fluetest

For samtlige fire fluetester ble det på avvik punkt funnet en signifikant effekt av alder og kjønn. En signifikant effekt av kjønn ble også funnet på avvik linje. Resultatene presenteres derfor både i forhold til kjønn og alder, tabell 12 og 13 i appendix. Normdata distribueres i tabell 12 og 13 i appendix

Kvinner har signifikant høyere avvik punkt og avvik linje enn menn i alle fluetestene, se tabell 4, noe som indikerer at de er mindre presise i bevegelsene enn menn. Aldersgruppen 45-67 år har signifikant høyere avvik punkt enn aldersgruppene 18-44 år, se tabell 3.

Ingen effekt av kjønn eller alder på vinkelhastighet verken innen frekvensbånd 3-4 eller 4-5. Vinkelhastighetene både innen frekvensbånd 3-4 og 4-5 er nærmest like i de fire testene både når det gjelder kjønn og alder.

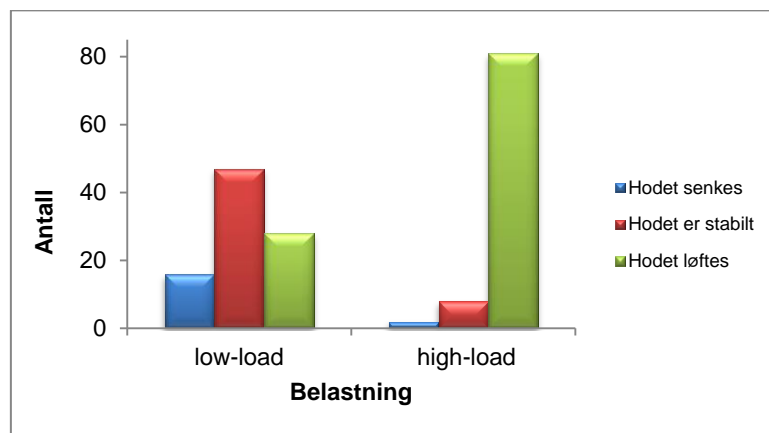
Ved å sammenligne de to mønstrene/bevegelsesbanene finner vi at flue 2 (vanskelig mønster) har signifikant større avvik punkt og avvik linje enn flue 1 (lett mønster) både for vanlig og stor flue ($p < 0,000$). Vinkelhastigheten for flue 2 liten i frekvensbåndet 3-4 er signifikant høyere enn for flue 1 vanlig ($p = 0,16$), mens for frekvensbåndet 4-5 er det ingen signifikant forskjell mellom flue 1 og flue 2. For flue 2 stor er vinkelhastigheten i begge frekvensbånd signifikant høyere enn flue 1 stor ($p < 0,000$).

Sammenligner en vanlig og stor flue innenfor samme bevegelsesbane ser en at vanlig flue har signifikant større avvik både for avvik punkt og avvik linje enn stor flue for begge bevegelsesbanene ($p < 0,000$). Vinkelhastigheten for begge frekvensbånd for stor flue er signifikant høyere en vanlig flue for begge bevegelsesbanene ($p < 0,001$).

4.5 Isometriske holdetester

Alle deltakere fullførte samtlige holdetester, dvs. at ingen måtte legge ned hodet før tiden. Vinkelhastigheten både i 60 sittende og i liggende stilling viser en signifikant forskjell mellom aldersgruppen 18-44 år og 45-67 år, se tabell 3. Se tabell 11 appendix for presentasjon av resultater. De yngre har høyere vinkelhastighet enn de eldre i begge testene. Vinkelhastigheten er mye høyere ved høy belastning (4,8 for 18-44 år og 4,1 for 45-67 år) enn ved lav belastning (1,9 for 18-44 år og 1,6 for 45-67 år) for begge aldersgruppene. Hodets forflytning i sagittalplanet under testing korrelerer verken med alder eller kjønn. Ved kategorisering av variabelen hodets

forflytning i sagittalplan i kategoriene «Hodet senkes» (under -3 grader), «Holder hodet stabilt» (-3 – 3 grader) og «Hodet løftes» (over 3 grader), ser en at under lav belastning klarer omtrent halvparten å holde hodet stabilt mens under høy belastning vil 89 % løfte hodet noe under testen, se figur 5.



Figur 4. Hodets bevegelse under lav og høy belastning.

5 DISKUSJON

Hensikten med denne studien var å etablere normdata for et utvalg tester som så på bevegelse og bevegelseskontroll i nakken ved hjelp av Liberty (Polhemus, Colchester, VT, USA). En slik database er etablert og distribuert i forhold til alder og kjønn. Normdataene for hver test er presentert i egne tabeller i appendix.

5.1 Sammenligning med eksisterende litteratur

Som nevnt i forrige kapittel har en ikke funnet normdata for et oppsett hvor de ulike testene fra denne studien inngår og hvor samme måleinstrument er benyttet for samtlige tester. Dette byr på noen utfordringer i sammenligning våre data med data fra andre studier. Testene og måleinstrumentet i denne studien er en videreføring av Woodhouse's doktorgradsarbeid (1), men det er noen endringer i prosedyrer og testrekkefølge, og flere tester er inkludert. I tillegg er måleinstrumentet oppgradert med flere sensorer. Det er likevel i all hovedsak naturlig å sammenligne resultatene og metoden fra denne studien opp mot Woodhouse's doktorgradsarbeid.

5.1.1 Aktiv CROM og medbevegelse

Våre resultater viste at aktiv CROM reduseres med alderen for bevegelsesutslag i de primære bevegelsesplan. Det skjedde spesielt en signifikant endring mellom aldersgruppen 27-37 år og 38-47 år. Medbevegelsen derimot, økte med alderen og det var en signifikant forskjell mellom yngre og eldre i sidebøy. Vi fant ingen forskjell mellom kjønn. Sammenlignet med Woodhouse et al (15) ligger våre resultater for bevegelsesutslag noe lavere i primærplan (10 grader i rotasjon og sidebøy og 7 grader i fleksjon/ekstensjon). For medbevegelse i de tre primærplanene ligger resultatene noe høyere for medbevegelse i fleksjon/ekstensjon (5,5 grader) og vesentlig høyere for medbevegelse i sidebøy (45 grader) og omtrent likt for medbevegelsen i rotasjon. I tillegg er det uoverensstemmende hvilken primærbevegelse som innehar størst medbevegelse: Vi fant at medbevegelsen var størst i sidebøy, mens Woodhouse et al fant at den var størst i rotasjon. Forskjellene i primærbevegelsene og medbevegelsen i fleksjon/ekstensjon og rotasjon er ikke store og kan ha en sammenheng med at vi målte bevegelsen i sensoren i panne i forhold til Th2, mens Woodhouse et al målte panne i forhold til kilde. Ved å ha sensor på Th2 som referanse for sensor i panne reduserer en bevegelsen fra overkroppen som blir med når måler i forhold til

kilden, selv om overkroppen er festet med stropper for å redusere denne bevegelsen. I tillegg har personlig kommunikasjon med Woodhouse klargjort at instruksjonen var annerledes, da testpersonene i den studien ble instruert og korrigert i forhold til å ta ut «renere» primærbevegelser.

Forskjellene i medbevegelse i sidebøy og i hvilket primærplan medbevegelsen er størst kan derfor forklares ut i fra prosedyrene og instruksjon under testing. I denne studien ble sidebøy instruert ved at man ba testpersonen legge venstre øre ned mot venstre skulder og tilsvarende mot høyre og for så å returnere tilbake til utgangsposisjonen (kapittel 3.6.1.). Det ble ikke gitt noen instruksjoner eller korreksjoner utover det, en kan derfor anta at det i denne studien var rom for mer naturlige bevegelser og bevegelsesstrategier.

Det eksisterer ulike måleinstrumenter (elektrogoniometer, ultralydssystemer, infrarøde systemer) for å måle CROM i tillegg til det elektromagnetiske systemet i denne studien. Flere har laget normdata for CROM for disse instrumentene (12, 16, 17, 52, 54, 70-73) og de fleste studiene viser samme tendens for primærbevegelsene med en aldersreduksjon tilsvarende denne studien, men bevegelsesutslagene i primærplan varierer noe i størrelse. Når det gjelder effekt av kjønn er det noe uenighet rundt dette. Noen studier har vist effekt i enkelte bevegelser (72) og andre har funnet at kvinner i høy alder (fra 70 år og eldre) har større bevegelse enn menn (52, 71). Prosedyrene og alderssammensetningene er noe forskjellig mellom studier, noe som vanskeliggjør direkte sammenligning av resultatene.

Et interessant funn fra vår studie er at medbevegelsen viser en tendens (ikke signifikant) til å øke med alderen. Feipel et al fant at medbevegelsen økte i alders 30-70 år (16). Andre studier har funnet at det enten er reduksjon (17) eller tendens til reduksjon (12) av medbevegelsene med alderen og andre har funnet at alder ikke har noen effekt (71).

Vi målte bevegelsehastigheten i de primære bevegelsesplanene og den viste en tendens til og reduseres med alderen. Sammen med reduserte bevegelsesutslag og økende medbevegelse kan det tyde på at de primære bevegelsene blir stivere og tregere med alderen (17, 54) og at en endrer bevegelsesstrategi i form av økt medbevegelse for å gjennomføre samme bevegelse.

5.1.2 Cervical joint position error

Vi fant ingen forskjeller i reposisjoneringsevne verken for kjønn eller alder. I forhold til Woodhouse et al (15) er våre resultater nokså sammenfallende med et gjennomsnittlig reposisjoneringsavvik på henholdsvis 2,73 grader i vår studie og 2,86 grader i Woodhouse's studie. Dette til tross for at Woodhouse et al tillot at man åpnet øynene mellom testene og dermed fikk en visuell tilbakemelding på reposisjoneringsavviket. Det ble diskutert at dette kunne bidra til en læringseffekt og at synet med fordel kunne elimineres i testsituasjonen.

De fleste andre studier som har sett på cervical JPE har sett på om det har vært forskjeller mellom nakkefriske og personer med nakkesmerter (15, 20, 21, 23, 24, 49, 74-77). Kun en studie er funnet som kun har etablert normdata for cervical JPE (12) og resultatene i denne studien samsvarer med våre funn ved at det ikke ble funnet forskjeller i reposisjonering mellom verken kjønn eller aldersgrupper. Reposisjoneringsavviket er imidlertid vesentlig større sammenlignet med vår studie, med 4,23 grader til høyre og 4,68 grader til venstre (12). I vår studie var tallene henholdsvis 2,95 grader til høyre og 2,51 grader til venstre. Testene i nevnte studie er tilsynelatende utført med forholdsvis like prosedyrer men det brukt et ultralydbasert måleutstyr (Zebris). Det ble gjennomført 10 repetisjoner til hver side og det er ikke beskrevet hvordan reposisjoneringsavviket er målt. I tillegg ble det testet et større antall personer (n= 232). Alle disse momentene kan være med på å forklare den store forskjellen i reposisjoneringsevne hos nakkefriske (12).

I studier som har sammenlignet nakkefriske og personer med nakkesmerter (15, 20, 21, 23, 24, 49, 74-77) er det brukt ulike måleinstrumenter med ulike rapporter om nøyaktighet. Det er ulikheter i prosedyrer og testinstruksjoner og målemetoder. Antall repetisjoner og antall deltakere varierer. Armstrong (74), Kristjansson (24), Sterling (77), Sjölander (49) og Treleaven (23) har alle bruk elektromagnetisk måleutstyr, FASTRAK, en tidligere versjon av måleutstyret som er brukt i vår studie. Ser en på reposisjoneringsavvikene i disse studiene varierer de fra 2,25 -3,25 grader, altså ikke helt ulike våre resultat til tross for noen forskjeller i prosedyrer. Det er derved mulig at valg av måleinstrument er blant de viktigste faktorene for å kunne oppnå noenlunde like resultat i reposisjonering.

5.1.3 Åttetallstest

Denne testen er tidligere kun funnet beskrevet av Woodhouse et al og ble brukt for å utfordre visuelle, vestibulære og somatosensoriske systemer samtidig (28). Pasienter med plager etter et whiplash traume ble sammenliknet med pasienter med kroniske nakkeplager uten traume og nakkefriske kontroller for å se om det var forskjeller i bevegelsesflyt. Som nevnt i kapittel 3.5.3, ble det funnet signifikante forskjeller mellom pasienter med whiplash og de to andre gruppene på vinkelhastigheten innenfor frekvensbåndene 3-4Hz og 4-5Hz. Resultatene i vår studie viser at vinkelhastigheten ligger noe høyere for alle de tre åttetallstestene enn for de nakkefriske i ovennevnte studie.

Noe av forklaringen kan ligge i at selve testen var i vår studie digitalisert. I motsetning til den opprinnelige testen der man brukte plakat på veggen og laserpenn festet på hodet hadde testpersonene i vår studie et punkt som gikk i en fastsatt bane og med jevn hastighet rundt et åttetall på en skjerm. I den opprinnelige testen ble hastigheten bestemt ved at sekunder ble talt høyt og referansepunkter langs åttetallet ble brukt for å sikre at riktig hastighet ble holdt. Hastigheten kunne dermed reguleres underveis (28). Det har i etterkant blitt diskutert at dette kan være en kognitiv oppgave i tillegg til en utfordring av motorisk kontroll og at det har påvirket resultatet hos de med whiplashrelaterte plager. Woodhouse gjorde i tillegg prøverunder før hver av de ulike hastighetene for å holde riktig bane, mens hos oss ble det bare gitt en prøverunde før alle testene for å bli kjent med oppgaven. Årsaken til forskjellene i resultatene mellom disse to studiene, i tillegg til prosedyren, kan nok ligge i læringen en fikk ved testrundene i tillegg til at utregningen av vinkelhastigheten er forskjellig i disse to studiene.

Et interessant funn fra vår studie er at vinkelhastighetene ved begge frekvensbånd er signifikant høyere for åttetall 20 sekunder (rask) enn for åttetall 30 stående og åttetall 30 (langsommere). Dette indikerer redusert bevegelsesflyt ved høyere omløpshastighet, noe som ikke stemmer med enkelte andre studier der det hevdes at bevegelsesflyt reduseres ved lav hastighet (78). Vikne undersøkte nakkefriske for å se om jevnhet i enkle hodebevegelser var relatert til hastigheten under utførelsen og fant en signifikant assosiasjon mellom jevnhet og hastighet. Langsomme bevegelser var mer ujevn mens raskere bevegelser var jevnere, og bevegelser med større amplitude var mindre jevne enn bevegelser med mindre amplitude (78). Legger en til grunn at høyere hastighet gir jevnere bevegelser er dette det motsatte av hva våre resultater viser. Bevegelsene i Viknes studie var fleksjons-/ekstensjonsbevegelser og foregikk kun i ett primært bevegelsesplan. Åttetallstesten er tilsynelatende en mer kompleks oppgave hvor hodets og

nakkens bevegelse foregår i flere plan samtidig og utfordrer både visuelle, vestibulære og somatosensoriske systemer. Forskjeller i resultater kan altså tyde på at type bevegelse og oppgave som skal løses spiller en rolle og at lav hastighet kan være en fordel for bevegelsesflyten dersom oppgaven er kompleks. Samtidig kan lav hastighet være en ulempe dersom man har nakkeplager.

I studien til Woodhouse et al ble alle åttetallstestene gjennomført stående, noe som av forfatterne ble diskutert som et problem da en vanskelig kunne skille bevegelser relatert til postural svai og mer nakkespesifikke bevegelser. I vår studie ble det derfor i tillegg gjennomført to tester i sittende stilling. Dersom vinkelhastigheten ved stående testing var preget av komponenter fra postural svai så skulle en anta at vinkelhastigheten ble redusert i sittende, men så er ikke tilfellet i denne studien. Stående og sittende åttetalltester utført i samme hastighet (30 sekunder) viser nesten like verdier.

Ved å digitalisere testene ble det mulig å måle avvik fra linjen, det vil si hvor presist markøren som var styrt av hodets bevegelser fulgte åttetallslinjen. Resultatene viser at kvinner har signifikant større avvik enn menn, det vil si at kvinner fulgte åttetallslinjen mindre presist enn menn i alle de tre åttetallstestene. Både menn og kvinner viste en signifikant dårligere presisjon ved høy omløpshastighet enn ved lav omløpshastighet, noe som igjen kan tyde på at hastigheten spiller en rolle.

5.1.4 Fluetest

Opprinnelig versjon av fluetesten ble utviklet av Kristjansson i 2004 og i 2012 ble det presentert normdata for denne testen (60). Oppsettet for fluetest i vår studie baserer seg på denne metoden, men et eget system er utviklet med noen forskjellige målevariabler. Fluetesten antas å adressere viktige proprioceptive funksjoner som regulering av bevegelser ved deteksjon og korrigerende av feil gjennom tilbakemeldinger og refleksmekanismer under utførelse av aktive bevegelser. Der tradisjonelle repositioneringstester kun utfordrer en begrenset del av det proprioceptive funksjonsområdet, posisjonssansen, er det en forutsetning for nevro-muskulær kontroll å kunne korrigere bevegelse fra øyeblikk til øyeblikk, spesielt i utførelse av ikke forutsigbare komplekse bevegelser (26).

Tre utfallsmål er inkludert for analyser av denne testen; 1) hvor godt en klarer å holde følge med flua og 2) hvor godt en klarer å holde seg på linjen flua følger (som er usynlig for

forsøkspersonen, og 3) hvorvidt det er god flyt i bevegelsen (lite rykk og napp) som registreres via hastighet innenfor gitte frekvensbånd. Sistnevnte utfallsmål har vi ikke funnet at noen har beregnet for fluetesten tidligere.

Oddsottir et al (60) benyttet Kristjanssons system i sine studier med tre ulike bevegelsesbaner for flua. De to enklere banene er de samme som er benyttet i vår studie, men Oddsottir et al hadde i tillegg en vanskeligere bevegelsesbane. Oppsett og prosedyrer avviker noe i vår studie da testpersonene i Oddsottirs studie satt kun 1 meter fra en pc-skjerm med normal størrelse og alle testpersonene gjennomførte først to fluer, som ikke ble tatt med i resultatene, for å bli kjent med oppgaven. Alle repeterte de tre mønstrene tre ganger i tilfeldig rekkefølge. Utfallsmålene i denne studien var avvik punkt, bevegelsesflyt målt som jerk index og et mål for hvor nøyaktig retningen på bevegelsen var. Det ble funnet effekt kun for alder for alle bevegelsesbanene (60). I vår studie hadde vi ingen forsøksrunder før testene, men åttetalltestene ble gjort før disse testene slik at testpersonene var kjent med hvordan oppgaven skulle gjennomføres, selv om bevegelsesbanen var ukjent.

Verdiene for avvik punkt og bevegelsesflyt kan ikke sammenlignes direkte mellom studiene. I Oddsottirs studie ble avvik punkt målt i mm og i vår studie i cm, men de viser samme tendens, nemlig at de yngre har signifikant mindre avvik punkt enn de eldre for begge bevegelsesbanene, noe som indikerer at de eldre er mindre presise i bevegelsene enn de yngre. For bevegelsesflyt målte Oddsottir denne i jerk index og vi i vinkelhastighet, men verken vår studie eller Oddsottirs fant forskjeller mellom aldersgruppene. Det ser ut til at bevegelsesflyten (jerk index) i Oddsottirs studie er lik mellom enkel og middels bevegelsesbane, men går noe ned i den vanskelige bevegelsesbanen. Vi fant heller ikke forskjeller mellom kjønn når det gjelder bevegelsesflyt (vinkelhastighet).

Ved sammenligning av presisjonen (avvik punkt og avvik linje) i de to bevegelsesbanene fant vi signifikant større avvik både for avvik linje og avvik punkt for vanskeligere bevegelsesbane (flue 2) enn for lettere (flue 1), både for vanlig og stor flue. Sammenligner vi bevegelsesflyten/-jevnheten mellom de to bevegelsesbanene, ser vi også at vinkelhastigheten i frekvensbånd 3-4 er signifikant høyere for vanskeligere bevegelsesbane enn for lettere bevegelsesbane for vanlig bevegelsesutslag i nakken. For stort bevegelsesutslag i nakken er det signifikant høyere vinkelhastighet i begge frekvensbånd for vanskeligere flue enn for lettere flue. Det kan se ut som om bevegelsesbanen for vanskeligere flue er lengre, slik at med 30 sekunders omløpshastighet

kan det da se ut som at farten på flua i den vanskeligere bevegelsesbanen øker. Ved vanskeligere bevegelsesbane reduseres både presisjonen og bevegelsesflyten.

I vår studie gjorde vi samme bevegelsesbane to ganger med ulikt bevegelsesutslag i nakken. Vi fant at vanlig flue hadde et signifikant større avvik, både for avvik punkt og avvik linje sammenlignet med stor flue innenfor samme bevegelsesbane. Med andre ord så var det større presisjon ved større bevegelsesutslag i nakken. Stor flue hadde signifikant større vinkelhastigheten i begge frekvensbåndene enn vanlig flue innenfor samme bevegelsesbane. Dette indikerer redusert bevegelsesflyt ved høyere hastighet, det samme vi fant for åttetall 20.

Det er vanskelig å si noe entydig om disse funnene, men det ser ut til at i mer komplekse bevegelser kan flere faktorer enn hastighet ha betydning for både bevegelsespresisjon og bevegelsesflyt.

5.1.5 Isometriske holdetester

Flere studier har gjort isometriske holdetester av nakkemuskulatur, det er da i all hovedsak sett på utholdenhet (hvor lenge klarer man å holde hodet) og styrke (hvor stor belastning klarer man) (37, 79, 80). Ikke mange har sett på hodets stødighet under ulik belastning ved isometriske tester tidligere og det er ikke funnet at andre enn Woodhouse et al har brukt vinkelhastighet som mål for dette (38, 39). Resultatene fra vår studie viser, for både lav- og høy belastning, at aldersgruppen 18-44 år har signifikant høyere vinkelhastighet enn aldersgruppen 45-67 år, dvs. de eldre har høyere hodestødighet enn de yngre, noe som samsvarer med Woodhouse et al (39). Resultatene i denne studien ligger imidlertid noe høyere enn i Woodhouse studie, noe som kan skyldes at det både var noen endringer i gjennomføringen av testene og at det i vår studie ble brukt et oppdatert/nyere målesystem med flere sensorer festet på testpersonen. I Woodhouse studie ble det holdt 40 sekunder både i lav og høy belastning, mens i vår studie holdt testpersonene 60 sekunder i lav belastning. For høy belastning holdt de i 30 sekunder, altså 10 sekunder mindre enn i Woodhouse et als studie, men med inntrukket hake. I tillegg målte vi pannesensoren i forhold til sensoren på Th2 mens Woodhouse målte panne i forhold til kilde. Det er vanskelig å si noe sikkert om disse forskjellene i metode er nok til å forklare forskjellene i resultatene, men det understreker viktigheten av å etablere normdata for de ulike tester og instrumenter man ønsker å bruke.

Vi så også på hvordan hodets posisjon endret seg underveis i testen. Det viste seg at ved lav belastning så klarte om lag halvparten å holde hodet relativt stødig, mens i høy belastning hevet 80% av testpersonene hodet noe. Ser en på aldersgruppene ser det ut til at det er samme tendens som for vinkelhastigheten; de yngre endrer mer på hodets posisjon enn de eldre.

Utholdenhet er ikke direkte registrert i denne studien da samtlige fullførte begge testene etter fastsatt tid. Det ble i 2011 gjort en studie der en så på holdetiden/utholdenheten hos nakkefriske i høy belastning (liggende med inntrukket hake) (57). Denne fant at menn hadde høyere utholdenhet (39 sekunder) enn kvinner (29 sekunder), men fant ingen forskjell på alder. I Woodhouse studie, hvor de holdt i 40 sekunder i høy belastning uten inntrukket hake var det ingen i den nakkefriske gruppen som avbrøt testen. En antar derfor å være innenfor en tidsramme som ikke utfordrer utholdenhet mer enn hva friske testpersoner vanligvis klarer.

Til slutt må det nevnes at alle resultater i denne studien er for nakkefriske, slik at en vet ikke om hvorvidt dette gjelder for personer med nakkeplager.

5.2 Styrker og svakheter

Flere studier har som, nevnt tidligere, etablert normdata for flere av enkelttestene som inngår i denne studien. En har imidlertid ikke funnet normdata for et oppsett hvor de ulike testene fra denne studien inngår og hvor samme måleinstrument innenfor samme kohort er benyttet for samtlige tester. Hele testsekvensen var forsøkt satt sammen slik at det ble minst mulig stillingsendringer underveis, men det var ikke lagt inn pauser underveis annet enn noen korte der en foretok en justering av stolen eller at testpersonen skulle opp i stående stilling. Flere av testene, åttetall, flue og isometrisk holdetest, er ganske krevende i forhold til konsentrasjon, slik at det kanskje tenkes at det er nødvendig med en lengre pause dersom man skal teste personer med nakkesmerte. På en annen side kan det være hensiktsmessig med korte hvilepauser for å fremtvinge effekt.

Testresultatene i denne studien ble innhentet elektronisk ved hjelp av et målesystem som er mye brukt ved målinger av bevegelse i nakken og funnet reliabelt til et slikt formål (26, 63). Som beskrevet tidligere, kapittel 3.3, gir dette målesystemet nøyaktige målinger og sammen med den spesiallagde softwaren kan testleder påvirke selve registreringen av målingene svært lite.

Begge testlederne var opplært i bruken av utstyret og hadde en treningsperiode før studiestart. For at hver testsekvens skulle foregå så likt som mulig og få målingene så nøyaktige som mulig ble det laget standard instruksjoner som ble lest opp for testpersonen og prosedyrer for gjennomføringen av testene og plassering av sensorene som ble fulgt av begge testlederne. Instruksjonene og prosedyrene som ble laget ble prøvd ut på flere personer før studiestart for å prøve å sikre oss at instruksjonene ble forstått og at prosedyren fungerte slik den var tenkt. Det kan nok hende at disse skulle ha vært enda tydeligere, samtidig så ble instruksjonen gjentatt hvis testpersonen hadde behov for det. Vi fant som nevnt ut i pilotstudien vi hadde for åttetall og fluetest at det var nødvendig med en testrunde før åttetallstestene, så for de kompliserte bevegelsestestene mener vi å tatt hensyn til læringseffekten. Når det gjelder JPE så vi at første test kunne være læring, så i dette tilfellet burde det ha vært lagt inn en prøvetest eller en ekstra repetisjon.

Sensorene ble plassert av testleder etter prosedyren og festet med spesiallagde belter og bånd med gummiert bakside. Sensoren på Th2 og sakrum ble festet utenpå klærne, mens pannesensoren ble festet på huden. Til tross for at disse ble festet godt kan en ikke se bort i fra at sensorene kan ha endret posisjon ved endring av teststillingene, og spesielt da sensoren på Th2 som var festet utenpå klærne. Sensoren på sakrum ble brukt kun i stående stilling og her stod testpersonen i samme stilling hele tiden.

Et relativt høyt antall, 91, naknefriske inngikk i analysene i studien som var godt fordelt på kjønn (43 menn og 48 kvinner) og aldersgruppene (49 i aldergruppen 18-44 år og 42 i aldersgruppen 45-67 år). Kun 7 deltakere var 60 år eller eldre (2 menn og 5 kvinner), så det kunne med fordel ha vært flere i denne alderen og flere menn. Menn var som nevnt noe yngre enn kvinner, men dette

6 KONKLUSJON

Hovedformålet med denne studien var å etablere normaldata for et utvalg tester for bevegelse og bevegelseskontroll i nakken. Dataene er presentert i forhold til kjønn og alder der det ble funnet forskjeller.

Ved aktivt CROM i alle primære bevegelsesplan, TCROM, JPE, hodets stødighet i isometriske tester, vinkelhastigheten i åttetallstestene og bevegelsesflyt for flutestene fant vi resultater som samsvarer med resultater i tidligere studier både i forhold til kjønn og alder. For medbevegelse fant vi en tendens til økning med økende alder, mens andre finner at alder ikke har noen innvirkning eller at den reduseres med økende alder. Ulike måleinstrumenter og prosedyrer i de ulike studiene gjør sammenligninger vanskelige. Normdata fra denne studien har derved kun relevans for kliniske studier med tilsvarende prosedyrer og samme måleinstrument.

7 REFERANSER

1. Woodhouse A. Motor control in whiplash an chronic non-traumatic neck pain. Doctoral thesis. Trondheim: Faculty of Medicine, Department of Public Health and General Practice, Norwegian University of Science and Technology, 2010.
2. Austreim K. Test-retest reliabilitet av bevegelse og bevelseskontroll i nakken. Trondheim: K. Austreim, 2012.
3. Falla D, Farina D. Neuromuscular adaptation in experimental and clinical neck pain. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2008; 18: 255-61.
4. Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clinical Biomechanics* 2000; 15: 633-48.
5. Brodal P, Fossum S, Dahl HA. *Menneskets anatomi og fysiologi*. Oslo: Cappelen, 1990.
6. Holck P. [Anatomy of the cervical spine]. *Tidsskr Nor Laegeforen* 2010; 130: 29-32.
7. Jull GA. Whiplash, headache, and neck pain: research-based directions for physical therapies. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2008.
8. Treleaven J. Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control. *Manual Therapy* 2008; 13: 2-11.
9. Madeleine P, Nielsen M, Arendt-Nielsen L. Characterization of postural control deficit in whiplash patients by means of linear and nonlinear analyses – A pilot study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21: 291-7.
10. Kristjansson E, Treleaven J. Sensorimotor function and dizziness in neck pain: implications for assessment and management. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39: 364-77.
11. Roijezon U, Djupsjobacka M, Bjorklund M et al. Kinematics of fast cervical rotations in persons with chronic neck pain: a cross-sectional and reliability study. *BMC Musculoskelet Disord* 2010; 11: 222.
12. Demaille-Wlodyka S, Chiquet C, Lavaste JF et al. Cervical range of motion and cephalic kinesthesia: ultrasonographic analysis by age and sex. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007; 32: E254-61.
13. Jordan K, Jones PW, Dziedzic K. Describing three-dimensional cervical spine movement in a diseased and a non-diseased group using multilevel modelling. *Statistics in medicine* 2003; 22: 2365-80.
14. Strimpakos N, Sakellari V, Gioftsos G et al. Cervical Spine ROM Measurements: Optimizing the Testing Protocol by Using a 3D Ultrasound-Based Motion Analysis System. *Cephalalgia* 2005; 25: 1133-45.
15. Woodhouse A, Vasseljen O. Altered motor control patterns in whiplash and chronic neck pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2008; 9: 90.
16. Feipel V, Rondelet Bt, Le Pallec J-P et al. Normal global motion of the cervical spine:: an electrogoniometric study. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 462-70.
17. Malmstrom EM, Karlberg M, Fransson PA et al. Primary and coupled cervical movements: the effect of age, gender, and body mass index. A 3-dimensional movement analysis of a population without symptoms of neck disorders. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006; 31: E44-50.
18. Brodal P. *Sentralnervesystemet*. Oslo: Universitetsforl., 2007.
19. Kissow A-M, Lisby H, Læssøe U. *Bevægelse*. København: Munksgaard, 2011.
20. Feipel V, Salvia P, Klein H et al. Head repositioning accuracy in patients with whiplash-associated disorders. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006; 31: E51-8.
21. Loudon JK, Ruhl M, Field E. Ability to reproduce head position after whiplash injury. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997; 22: 865-8.
22. Revel M, Minguet M, Gregoy P et al. Changes in cervicocephalic kinesthesia after a proprioceptive rehabilitation program in patients with neck pain: a randomized controlled study. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 895-9.

23. Treleaven J, Jull G, Sterling M. Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error. *J Rehabil Med* 2003; 35: 36-43.
24. Kristjansson E, Dall'Alba P, Jull G. A study of five cervicocephalic relocation tests in three different subject groups. *Clin Rehabil* 2003; 17: 768-74.
25. Kristjansson E, Dall'Alba P, Jull G. Cervicocephalic kinaesthesia: reliability of a new test approach. *Physiother Res Int* 2001; 6: 224-35.
26. Kristjansson E, Hardardottir L, Asmundardottir M et al. A new clinical test for cervicocephalic kinesthetic sensibility: "the fly". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85: 490-5.
27. Kristjansson E, Oddsdottir GL. "The Fly": A New Clinical Assessment and Treatment Method for Deficits of Movement Control in the Cervical Spine: Reliability and Validity. *Spine* 2010; 35: E1298-E305 10.097/BRS.0b013e3181e7fc0a.
28. Woodhouse A, Stavdahl O, Vasseljen O. Irregular head movement patterns in whiplash patients during a trajectory task. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale* 2010; 201: 261-70.
29. Bergland A. Postural kontroll - balanse : teori - begrep : kompendium. [Oslo]: [Høgskolen i Oslo, avdeling for helsefag, fysioterapeututdanningen], 2001.
30. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ et al. What is balance? *Clinical Rehabilitation* 2000; 14: 402-6.
31. Michaelson P, Michaelson M, Jaric S et al. Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain. *J Rehabil Med* 2003; 35: 229-35.
32. Treleaven J, Jull G, Lowchoy N. Standing balance in persistent whiplash: a comparison between subjects with and without dizziness. *J Rehabil Med* 2005; 37: 224-9.
33. Field S, Treleaven J, Jull G. Standing balance: a comparison between idiopathic and whiplash-induced neck pain. *Man Ther* 2008; 13: 183-91.
34. Silva AG, Cruz AL. Standing balance in patients with whiplash-associated neck pain and idiopathic neck pain when compared with asymptomatic participants: A systematic review. *Physiother Theory Pract* 2013; 29: 1-18.
35. Stapley PJ, Beretta MV, Toffola ED et al. Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117: 610-22.
36. Juel NG. *Norsk fysikalsk medisin*. Bergen: Fagbokforl., 2007.
37. Edmondston S, Björnsdóttir G, Pálsson T et al. Endurance and fatigue characteristics of the neck flexor and extensor muscles during isometric tests in patients with postural neck pain. *Manual Therapy* 2011; 16: 332-8.
38. O'Leary S, Jull G, Kim M et al. Cranio-cervical flexor muscle impairment at maximal, moderate, and low loads is a feature of neck pain. *Manual Therapy* 2007; 12: 34-9.
39. Woodhouse A, Liljebäck P, Vasseljen O. Reduced head steadiness in whiplash compared with non-traumatic neck pain. *J Rehabil Med* 2010; 42: 35-41.
40. Natvig B, Ihlebaek C, Grotle M et al. Neck pain is often a part of widespread pain and is associated with reduced functioning. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010; 35: E1285-9.
41. Ihlebaek C, Brage S, Natvig B et al. [Occurrence of musculoskeletal disorders in Norway]. *Tidsskr Nor Laegeforen* 2010; 130: 2365-8.
42. Natvig B, Nessioy I, Bruusgaard D et al. [Musculoskeletal complaints in a population. Occurrence and localization]. *Tidsskr Nor Laegeforen* 1994; 114: 323-7.
43. Nygaard OP, Ro M, Andersen TI et al. [Neck pain with and without affection of nerve roots]. *Tidsskr Nor Laegeforen* 2010; 130: 2252-5.
44. Hogg-Johnson S, van der Velde G, Carroll LJ et al. The burden and determinants of neck pain in the general population: results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *J Manipulative Physiol Ther* 2009; 32: S46-60.
45. Vasseljen O, Hansen AE. Pasienter i privat praksis – hvem er de og hva lider de av? *Fysioterapeuten* 2002; 5: 13-7.

46. Falla D, Bilenkij G, Jull G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004; 29: 1436-40.
47. Falla D, Jull G, Hodges PW. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Experimental Brain Research* 2004; 157: 43-8.
48. Falla D, Farina D, Graven-Nielsen T. Experimental muscle pain results in reorganization of coordination among trapezius muscle subdivisions during repetitive shoulder flexion. *Experimental Brain Research* 2007; 178: 385-93.
49. Sjolander P, Michaelson P, Jaric S et al. Sensorimotor disturbances in chronic neck pain-- range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Man Ther* 2008; 13: 122-31.
50. Feipel V, Rondelet B, LePallec JP et al. The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine. *International Orthopaedics* 1999; 23: 205-9.
51. Madeleine P, Samani A, Binderup AT et al. Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21: 277-86.
52. Castro WH, Sautmann A, Schilgen M et al. Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000; 25: 443-9.
53. Chen J, Solinger AB, Poncet JF et al. Meta-analysis of normative cervical motion. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999; 24: 1571-8.
54. Cagnie B, Cools A, De Loose V et al. Reliability and normative database of the Zebris cervical range-of-motion system in healthy controls with preliminary validation in a group of patients with neck pain. *J Manipulative Physiol Ther* 2007; 30: 450-5.
55. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of Clinical Research. Application to Practice.*, 3rd utg. New Jersey: Pearson Education, 2009.
56. Cagnie B, Cools A, De Loose V et al. Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 1441-5.
57. Domenech MA, Sizer PS, Dedrick GS et al. The deep neck flexor endurance test: normative data scores in healthy adults. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation* 2011; 3: 105-10.
58. Garces GL, Medina D, Milutinovic L et al. Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Medicine and science in sports and exercise* 2002; 34: 464-70.
59. Salo PK. Isometric Strength of the Cervical Flexor, Extensor, and Rotator Muscles in 220 Healthy Females Aged 20 to 59 Years. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2006; 36: 495-502.
60. Oddsdottir GL, Kristjansson E, Gislason MK. Database of movement control in the cervical spine. Reference normal of 182 asymptomatic persons. *Manual therapy* 2012.
61. Polhemus. *LIBERTY User Manual URM03PH156-G* 2011.
62. Amiri M, Jull G, Bullock-Saxton J. Measuring range of active cervical rotation in a position of full head flexion using the 3D Fastrak measurement system: an intra-tester reliability study. *Manual therapy* 2003; 8: 176-9.
63. Jordan K, Dziedzic K, Jones PW et al. The reliability of the three-dimensional FASTRAK measurement system in measuring cervical spine and shoulder range of motion in healthy subjects. *Rheumatology (Oxford)* 2000; 39: 382-8.
64. Keshner EA, Cromwell RL, Peterson BW. Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *J Neurophysiol* 1995; 73: 2302-12.

65. Keshner FA, Peterson BW. Mechanisms controlling human head stabilization. I. Head-neck dynamics during random rotations in the horizontal plane. *J Neurophysiol* 1995; 73: 2293-301.
66. Roijezon U, Bjorklund M, Djupsjobacka M. The slow and fast components of postural sway in chronic neck pain. *Man Ther* 2011; 16: 273-8.
67. Grotle M, Brox JI, Vollestad NK. Concurrent comparison of responsiveness in pain and functional status measurements used for patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004; 29: E492-501.
68. Vernon H, Mior S. The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther* 1991; 14: 409-15.
69. Sterling M, Rebbeck T. The Neck Disability Index (NDI). *Aust J Physiother* 2005; 51: 271.
70. Dvorak J, Antinnes JA, Panjabi M et al. Age and gender related normal motion of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992; 17: S393-8.
71. Lansade C, Laporte S, Thoreux P et al. Three-dimensional analysis of the cervical spine kinematics: effect of age and gender in healthy subjects. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34: 2900-6.
72. Trott PH, Pearcy MJ, Ruston SA et al. Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender. *Clinical Biomechanics* 1996; 11: 201-6.
73. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G et al. Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults. *Journal of Orthopaedic Research* 2002; 20: 122-9.
74. Armstrong BS, McNair PJ, Williams M. Head and neck position sense in whiplash patients and healthy individuals and the effect of the cranio-cervical flexion action. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20: 675-84.
75. Revel M, Andre-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 288-91.
76. Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 911-9.
77. Sterling M, Jull G, Vicenzino B et al. Development of motor system dysfunction following whiplash injury. *Pain* 2003; 103: 65-73.
78. Vikne H, Bakke ES, Liestøl K et al. The smoothness of unconstrained head movements is velocity-dependent. *Human Movement Science* 2013; 32: 540-54.
79. Pearson I, Reichert A, De Serres SJ et al. Maximal voluntary isometric neck strength deficits in adults with whiplash-associated disorders and association with pain and fear of movement. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39: 179-87.
80. Descarreaux M, Mayrand N, Raymond J. Neuromuscular control of the head in an isometric force reproduction task: comparison of whiplash subjects and healthy controls. *The Spine Journal* 2007; 7: 647-53.

Appendix

Tabell 5. Aktiv CROM i primærbevegelsen fleksjon/ekstensjon

	Alder	Mean	SD	Persentiler				
				10	25	50	75	90
Fleksjon/ekstensjon	18 - 27	139,71	19,78	106,88	127,95	137,44	155,22	160,91
	28 - 37	138,08	15,92	113,85	125,42	137,26	147,25	161,80
	38 - 47	120,96	14,17	99,84	111,98	118,49	131,78	145,72
	48 - 57	116,36	19,23	95,65	101,45	116,05	129,40	147,81
	58 - 67	113,87	10,68	100,83	105,41	114,15	120,24	134,18
Medbevegelse	18 - 27	16,68	4,61	10,18	14,21	15,77	18,03	23,62
	28 - 37	16,25	4,94	11,60	12,64	15,19	19,73	22,64
	38 - 47	14,27	4,98	8,19	10,73	13,59	16,08	22,97
	48 - 57	15,11	6,44	8,54	10,60	13,54	17,35	26,98
	58 - 67	19,00	6,00	12,61	14,84	17,49	20,73	30,73
Hastighet bevegelsesutslag	18 - 27	41,25	12,44	22,50	33,80	40,54	49,25	65,16
	28 - 37	38,76	10,55	26,37	29,20	37,05	45,41	54,05
	38 - 47	36,00	7,85	26,19	29,14	35,26	43,58	46,83
	48 - 57	34,43	13,26	17,57	24,02	33,71	44,23	54,43
	58 - 67	34,30	8,67	15,84	29,69	37,03	40,48	40,83

Tabell 6. Aktiv CROM i primærbevegelsen rotasjon

	Alder	Mean	SD	Persentiler				
				10	25	50	75	90
Rotasjon	18 - 27	149,71	10,93	135,15	140,41	150,83	157,21	162,58
	28 - 37	153,71	10,90	136,40	146,60	154,16	161,29	170,33
	38 - 47	135,60	13,25	120,36	126,38	132,02	149,32	154,24
	48 - 57	132,62	17,54	104,98	118,17	136,71	146,71	153,09
	58 - 67	130,17	12,83	118,73	122,34	126,70	133,94	158,82
Medbevegelse	18 - 27	22,67	6,98	13,13	18,70	22,15	27,63	34,86
	28 - 37	24,71	7,17	15,98	20,26	23,09	29,25	34,35
	38 - 47	22,46	6,46	11,84	18,37	21,02	27,89	31,17
	48 - 57	24,86	9,84	16,46	19,38	21,03	29,48	39,83
	58 - 67	27,76	6,91	17,83	23,28	27,12	34,20	38,66
Hastighet bevegelsesutslag	18 - 27	48,99	14,59	30,65	36,23	46,99	56,29	69,46
	28 - 37	49,67	13,89	28,91	41,20	49,72	56,98	66,06
	38 - 47	46,03	9,66	34,40	40,26	43,86	50,87	63,42
	48 - 57	43,18	15,05	20,46	33,08	41,54	51,60	67,64
	58 - 67	43,49	11,72	20,51	39,97	44,78	51,35	60,58

Tabell 7. Aktiv CROM i primærbevegelsen sidebøy

	Alder	Mean	SD	Persentiler				
				10	25	50	75	90
Sidebøy	18 - 27	87,75	12,35	74,17	76,79	88,39	94,88	108,50
	28 - 37	87,20	14,42	66,06	79,67	88,04	95,89	109,55
	38 - 47	66,72	12,18	47,68	60,28	66,70	78,29	81,79
	48 - 57	62,93	13,93	43,96	52,85	63,77	71,25	80,72
	58 - 67	58,75	14,33	39,14	47,95	56,47	67,73	86,08
Medbevegelse	18 - 27	51,70	23,18	27,99	31,96	45,49	73,68	86,66
	28 - 37	53,75	20,21	17,16	44,36	54,08	66,62	84,53
	38 - 47	68,78	28,48	36,06	46,46	62,08	85,08	124,47
	48 - 57	69,74	30,50	27,67	46,90	64,19	98,08	104,95
	58 - 67	69,97	16,57	42,14	59,71	71,33	79,36	96,73
Hastighet bevegelsesutslag	18 - 27	30,74	8,87	18,31	22,27	30,52	37,42	45,71
	28 - 37	31,10	9,31	18,02	23,65	30,80	38,53	45,00
	38 - 47	28,90	5,68	22,25	24,45	29,08	31,74	39,30
	48 - 57	25,83	9,72	12,42	20,37	24,83	32,16	41,91
	58 - 67	26,24	6,84	12,57	22,01	28,53	30,51	34,22

Tabell 8. Total CROM

	Alder	Mean	SD	Persentiler				
				10	25	50	75	90
TCROM	18 - 27	377,17	35,19	323,60	350,65	381,93	406,28	426,70
	28 - 37	378,99	32,02	331,55	356,57	381,91	398,40	428,25
	38 - 47	323,27	30,49	289,69	305,69	316,58	326,27	381,19
	48 - 57	311,90	43,50	251,41	273,72	318,80	349,52	373,97
	58 - 67	302,79	31,93	270,59	285,44	298,89	305,71	374,58

Tabell 9. Reposisjoneringstest (JPE)

JPE	Mean	SD	Persentiler				
			10	25	50	75	90
JPE ve., største reposisjoneringsavvik	2,51	1,04	1,41	1,63	2,32	3,09	3,98
JPE hø., største reposisjoneringsavvik	2,95	1,66	1,22	1,84	2,57	3,58	5,10
Total JPE	5,46	2,19	3,13	3,74	5,11	6,24	8,20

Tabell 10. Åttetallstester

		Kjønn	Mean	SD	Persentiler				
					10	25	50	75	90
Åttetall 30	Avvik linje	Menn	1,37	0,42	0,93	1,04	1,32	1,59	1,86
		Kvinner	1,69	0,58	1,19	1,31	1,55	1,90	2,56
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	Menn	0,71	0,27	0,44	0,51	0,68	0,86	1,08
		Kvinner	0,68	0,33	0,36	0,52	0,64	0,74	1,04
	Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	Menn	0,58	0,23	0,34	0,42	0,54	0,71	0,87
		Kvinner	0,57	0,31	0,32	0,39	0,51	0,64	0,85
Åttetall 20	Avvik linje	Menn	1,91	0,81	1,22	1,53	1,67	2,03	2,81
		Kvinner	2,34	1,03	1,41	1,67	1,96	2,86	3,99
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	Menn	0,80	0,36	0,52	0,60	0,73	0,89	1,12
		Kvinner	0,78	0,46	0,39	0,55	0,66	0,86	1,18
	Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	Menn	0,66	0,41	0,38	0,53	0,59	0,67	0,94
		Kvinner	0,64	0,40	0,33	0,42	0,54	0,69	0,99
Åttetall 30 stående	Avvik linje	Menn	1,34	0,40	0,98	1,00	1,27	1,53	1,93
		Kvinner	1,61	0,51	1,10	1,25	1,44	1,94	2,45
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	Menn	0,75	0,31	0,47	0,54	0,69	0,83	1,13
		Kvinner	0,74	0,31	0,40	0,58	0,69	0,85	0,95
	Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	Menn	0,60	0,28	0,35	0,43	0,54	0,66	0,85
		Kvinner	0,53	0,21	0,31	0,36	0,48	0,63	0,87

Tabell 11. Isometriske holdetester

		Alder	Mean	SD	Persentiler				
					10	25	50	75	90
Holdetest 60, vinkelhastighet	18 - 44	1,85	0,41	1,36	1,54	1,85	2,12	2,55	
	45 - 67	1,58	0,41	1,15	1,31	1,54	1,79	1,98	
Holdetest 60, hodets bevegelse i sagittalplan	18 - 44	1,10	5,04	-6,49	-2,15	0,75	4,06	7,94	
	45 - 67	0,82	5,08	-5,26	-2,12	1,22	3,31	6,42	
Holdetest liggende, vinkelhastighet	18 - 44	4,82	1,17	3,68	4,09	4,61	5,08	6,80	
	45 - 67	4,15	0,93	3,27	3,61	3,98	4,27	5,38	
Holdetest liggende, hodets bevegelse i sagittalplan	18 - 44	9,61	5,62	2,47	5,81	9,82	12,61	16,85	
	45 - 67	10,58	8,14	2,53	5,42	11,35	15,30	20,77	

Tabell 12. Fluetester menn

	MENN	Alder	Mean	SD	Persentiler				
					10	25	50	75	90
Flue 1 vanlig	Avvik linje	18 - 44	1,21	0,37	0,81	0,90	1,18	1,42	1,63
		45 - 67	1,30	0,47	0,75	1,08	1,20	1,41	2,27
	Avvik punkt	18 - 44	2,04	0,65	1,45	1,51	1,96	2,29	3,05
		45 - 67	2,39	0,85	1,41	1,72	2,24	2,72	3,78
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,52	0,14	0,38	0,42	0,46	0,63	0,74
		45 - 67	0,56	0,20	0,29	0,42	0,56	0,69	0,83
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,48	0,15	0,31	0,36	0,47	0,56	0,74	
	45 - 67	0,47	0,17	0,24	0,39	0,45	0,56	0,79	
Flue 2 stor	Avvik linje	18 - 44	1,24	0,29	0,84	1,04	1,21	1,40	1,71
		45 - 67	1,32	0,35	0,86	1,11	1,36	1,48	1,63
	Avvik punkt	18 - 44	2,35	0,59	1,65	2,00	2,13	2,63	3,20
		45 - 67	2,71	0,74	1,82	2,23	2,53	3,08	4,00
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,75	0,18	0,56	0,63	0,72	0,82	1,06
		45 - 67	0,88	0,35	0,50	0,59	0,74	1,24	1,49
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,60	0,12	0,46	0,52	0,57	0,66	0,73	
	45 - 67	0,62	0,21	0,36	0,46	0,55	0,79	0,96	
Flue 1 stor	Avvik linje	18 - 44	0,96	0,21	0,73	0,82	0,91	1,05	1,28
		45 - 67	1,12	0,43	0,69	0,91	1,00	1,23	1,83
	Avvik punkt	18 - 44	1,59	0,29	1,19	1,39	1,56	1,79	2,02
		45 - 67	1,93	0,65	1,16	1,50	1,83	2,10	3,09
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,64	0,16	0,47	0,50	0,62	0,75	0,87
		45 - 67	0,72	0,33	0,35	0,45	0,64	0,93	1,37
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,55	0,13	0,40	0,46	0,54	0,61	0,75	
	45 - 67	0,56	0,27	0,30	0,36	0,47	0,69	1,06	
Flue 2 vanlig	Avvik linje	18 - 44	1,39	0,30	1,02	1,10	1,37	1,57	1,77
		45 - 67	1,54	0,38	1,09	1,33	1,49	1,81	2,17
	Avvik punkt	18 - 44	2,55	0,47	1,92	2,12	2,58	2,87	3,34
		45 - 67	3,09	0,85	1,73	2,44	3,09	3,42	4,26
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,55	0,20	0,37	0,41	0,49	0,66	0,86
		45 - 67	0,57	0,16	0,31	0,48	0,54	0,73	0,80
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,49	0,18	0,35	0,40	0,43	0,55	0,65	
	45 - 67	0,50	0,22	0,31	0,34	0,42	0,66	0,77	

Tabell 13. Fluetester kvinner

	KVINNER	Alder	Mean	SD	Persentiler				
					10	25	50	75	90
Flue 1 vanlig	Avvik linje	18 - 44	1,40	0,50	0,99	1,11	1,25	1,62	1,85
		45 - 67	1,80	0,73	0,87	1,20	1,51	2,53	2,88
	Avvik punkt	18 - 44	2,41	0,89	1,74	1,86	2,23	2,49	3,60
		45 - 67	3,43	1,27	1,67	2,07	3,52	4,65	5,07
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,53	0,26	0,28	0,36	0,47	0,62	0,93
		45 - 67	0,54	0,19	0,29	0,42	0,56	0,61	0,74
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,48	0,25	0,26	0,30	0,45	0,58	0,85	
	45 - 67	0,45	0,16	0,25	0,32	0,42	0,56	0,72	
Flue 2 stor	Avvik linje	18 - 44	1,53	0,34	1,15	1,34	1,49	1,65	2,11
		45 - 67	1,68	0,50	1,10	1,25	1,72	1,99	2,40
	Avvik punkt	18 - 44	2,98	0,79	2,23	2,47	2,76	3,26	4,14
		45 - 67	3,55	1,15	2,06	2,62	3,57	4,04	5,44
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,83	0,35	0,44	0,59	0,76	1,00	1,23
		45 - 67	0,75	0,28	0,42	0,52	0,65	0,98	1,13
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,65	0,28	0,36	0,46	0,61	0,77	0,96	
	45 - 67	0,56	0,20	0,30	0,39	0,55	0,68	0,91	
Flue 1 stor	Avvik linje	18 - 44	1,29	0,35	0,94	1,01	1,18	1,50	1,83
		45 - 67	1,45	0,47	0,80	1,07	1,51	1,80	2,18
	Avvik punkt	18 - 44	2,16	0,59	1,54	1,74	2,06	2,41	3,00
		45 - 67	3,05	1,56	1,49	1,91	2,73	3,47	6,24
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,70	0,35	0,37	0,48	0,69	0,80	1,13
		45 - 67	0,69	0,36	0,34	0,48	0,68	0,76	0,91
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,59	0,33	0,32	0,35	0,56	0,69	1,07	
	45 - 67	0,51	0,20	0,26	0,39	0,50	0,61	0,75	
Flue 2 vanlig	Avvik linje	18 - 44	1,79	0,47	1,26	1,47	1,75	2,04	2,33
		45 - 67	1,99	0,55	1,15	1,61	1,96	2,45	2,72
	Avvik punkt	18 - 44	3,30	0,82	2,60	2,74	3,19	3,51	4,23
		45 - 67	4,44	1,86	2,31	3,28	4,08	5,03	7,61
	Vinkelhastighet frekvensbånd 3-4 Hz	18 - 44	0,61	0,27	0,32	0,41	0,65	0,73	1,01
		45 - 67	0,52	0,15	0,33	0,37	0,52	0,65	0,75
Vinkelhastighet frekvensbånd 4-5 Hz	18 - 44	0,51	0,23	0,27	0,33	0,44	0,63	0,93	
	45 - 67	0,43	0,14	0,23	0,28	0,46	0,53	0,64	