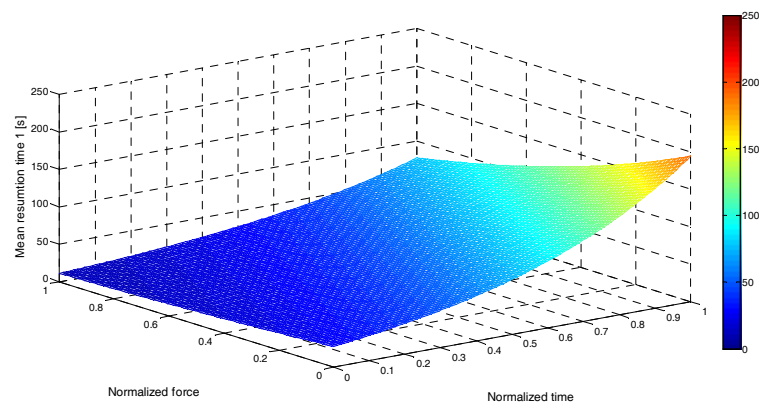




2008

KTH Teknik och hälsa

Ergo-Index Slutrapport Etapp 1: Resultat från litteraturstudie och försöksstudie



Linda Rose

KTH Skolan för Teknik och Hälsa
Avdelningen för Ergonomi

Ergo-Index Slutrapport Etapp 1: Resultat från litteraturstudie och försöksstudie

Copyright Linda Rose, 2008
KTH Skolan för Teknik och Hälsa
Avdelningen för Ergonomi
Campus Flemingsberg
Alfred Nobels Allé 10
141 52 Huddinge

Innehållsförteckning

	Sid
Innehållsförteckning.....	I
Sammanfattning.....	III
1. Inledning	1
1.1 Bakgrund.....	1
1.2 Mål.....	3
1.3 Organisation	4
2 Genomförande.....	5
2.1 Projektets två etapper	5
2.2 Beskrivning av Etapp 1.....	5
2.2.1 Litteraturstudie	5
2.2.2 Försöksstudie	5
2.2.3 Analys av försöksresultat	8
2.2.4 Sammanställning av delresultat och förberedelse av Etapp 2.....	8
3 Resultat från litteraturstudien	9
3.1 Trötthet.....	9
3.2 Återhämtning.....	11
3.3 Modeller för prediktering av återhämtning	11
3.3.1 Modeller för prediktering av återhämtningstid efter fysisk belastning.....	12
3.3.2 Modeller för muskelkraft och hjärtfrekvens etc	13
3.4 Andra faktorer som påverkar uthållighet: ålder och kön.....	15
3.5 Psykosociala faktorer.....	16
4 Resultat från försöksstudien.....	18
4.1 Persondata om de medverkande	18
4.2 Uthållighet	18
4.2.1 Försöksresultat	18
4.2.2 Regressionsanalys av uthållighetstiden	19
4.3 Återhämtning.....	20
4.3.1 Försöksresultat	20
4.3.2 Regressionsanalys av återhämtningstiden.....	21

4.4	Maxkraft (MVC)	23
4.5	Sammanfattning av resultaten från försöksstudien.....	23
5	Belastningsskaderisker och rekommendationer för att minska arbetsskaderisker bland byggnadsarbetare	25
5.1	Belastningsskaderisker	25
5.2	Rekommendationer	27
6	Diskussion	30
6.1	Metoder och medverkande.....	30
6.2	Försöksresultat	30
6.3	Frågeställningar inför modelluppbyggnad och modellering	33
7	Slutsatser.....	34
	Referenser	35
	Bilaga 1: Resultat från försöksstudien	42
	Bilaga 2: Medverkande i referensgruppen	44
	Bilaga 3: Beskrivning av Ergo-Index	45
	Bilaga 4: Beskrivning av ETAPP 2	46

Sammanfattning

Målet med detta projekt är att vidareutveckla Ergo-Index modellen, som kan användas för att analysera olika sätt att utföra ett arbete på och välja det lämpligaste ur både belastningsergonomiska och produktionsekonomiska aspekter. I Etapp 1 sammanfattas i denna rapport. Här har målet varit att *i)* samla kunskap om sambanden mellan belastning, belastningstid och återhämtningsbehov samt risken för belastningsskador och *ii)* samla data som ger underlag för modellering av återhämtningsbehovet. Etapp 1 har till största delen finansierats av SBUF, Svenska Byggbranschens Utvecklingsfond, och till del av de medverkande organisationerna.

En litteraturstudie baserad på främst databassökningar i Medline, Ergonomics Abstracts och Scopus genomfördes med huvudfokus på samband mellan belastningsnivå, belastningstid, återhämtningsbehov samt modeller inom detta område. En försöksstudie med 10 medverkande från rörbranschen som gjorde sammanlagt 160 försök genomfördes i syfte att få fram data om samband mellan belastningstid, belastningsnivå och återhämtningsbehov. I försöken tryckte de medverkande på ett handtag på en armlängds avstånd framför kroppen i ögonhöjd. Belastningsnivån och belastningstiden varierades mellan olika försök. Såväl subjektiva metoder, t ex skattningar enligt Borg's CR-10 och RPE skala, som objektiva metoder som kraftmätning och tidtagning användes. Resultaten har bearbetats med statistiska metoder och regressionsanalys har använts för inledande modellering.

Exponentiella samband bestämda genom kurvanpassning av försöksdata presenteras, såväl för uthållighetstid (funktion av belastningsnivå) som för återhämtningstid (funktion av belastningsnivå och relativ belastningstid). Högre belastningsnivåer leder till kortare uthållighetstider. Tiden för återhämtning efter belastning som pågått under en relativ belastningstid (fraktion av uthållighetstiden) minskar generellt med minskande belastning för att sedan öka igen vid låga belastningar. Återhämtningstiden är längre för belastningar motsvarande 10 % av maxkraften än vid 30 % vid relativ belastningstid. Sådana data har, enligt författarens kännedom, inte rapporterats tidigare. Däremot, om man normerar återhämtningstiden med reella belastningstiden tenderar denna kvot att vara konstant, vilket innebär att återhämtningstiden är proportionell mot belastningstiden, med olika proportionalitetskonstant för olika belastningsnivåer. Denna proportionalitet är tydligare för belastningscykel 1 än för cykel 2. Vidare visar resultaten att uthållighetstiden är kortare och återhämtningstiden längre vid en upprepade belastning, vilket indikerar att trötthet ackumuleras.

Litteraturstudien har gett viktiga resultat exempelvis vad avser olika trötthetsmekanismer, olika typer av belastningssituationer, könsskillnader och psykosociala faktorer. Resultaten från både försöksstudien och litteraturstudien bidrar med viktig kunskap till den vidareutvecklingen av Ergo-Index modellen som kommer att utföras i projektets Etapp 2. I rapporten diskuteras vilka faktorer som bör inkluderas i den fortsatta modellutvecklingen.

1. Inledning

1.1 Bakgrund

Byggnadsarbetare har under många decennier varit en av de yrkesgrupper som haft flest arbetsskador (afa försäkring, 2007; Holmström & Engholm, 2003; ASS, 1994; Nilsson & Rose, 2004;). Mellan 4000 – 5000 byggnadsarbetare blir varje år långtidssjukskrivna och många av dem förtidspensioneras (afa, 2006). Under lång tid har de främsta faktorerna vid utvecklande av belastningsskador ansetts vara belastningens storlek och art, arbetsställningen, belastningstiden och återhämtningstiden, samt relationen mellan arbete och paus (Putz-Andersson, 1988). Viss kunskap om dessa faktorer finns i branschen, men ingen användbar metod som väger ihop dem för att analysera skaderisker och andra följd effekter på ett tillförlitligt sätt. Oftast jobbar man på med det arbete som ska utföras utan att analysera riskerna att få belastningsskador.

Verktyg för att bedöma arbetsmiljö

För att kunna minska antalet belastningsskador behöver man kunskap om hur dessa faktorer samverkar och vad man bör beakta vid utformning av arbetsuppgifter, till exempel tillräcklig återhämtning mellan tröttande repetitiva belastningar. Tiden är en viktig faktor ur två aspekter: dels ur risksynpunkt: för lång belastningstid i förhållande till möjlig tid för återhämtning ökar risken för belastningsskador. Dels är tiden viktig ur produktivitetssynpunkt: produktiviteten ökar normalt med ökning av antalet producerade enheter per tidsenhet men stopptid och andra effekter spelar också in. Det är viktigt att hitta en rimlig balans mellan arbete och paus.

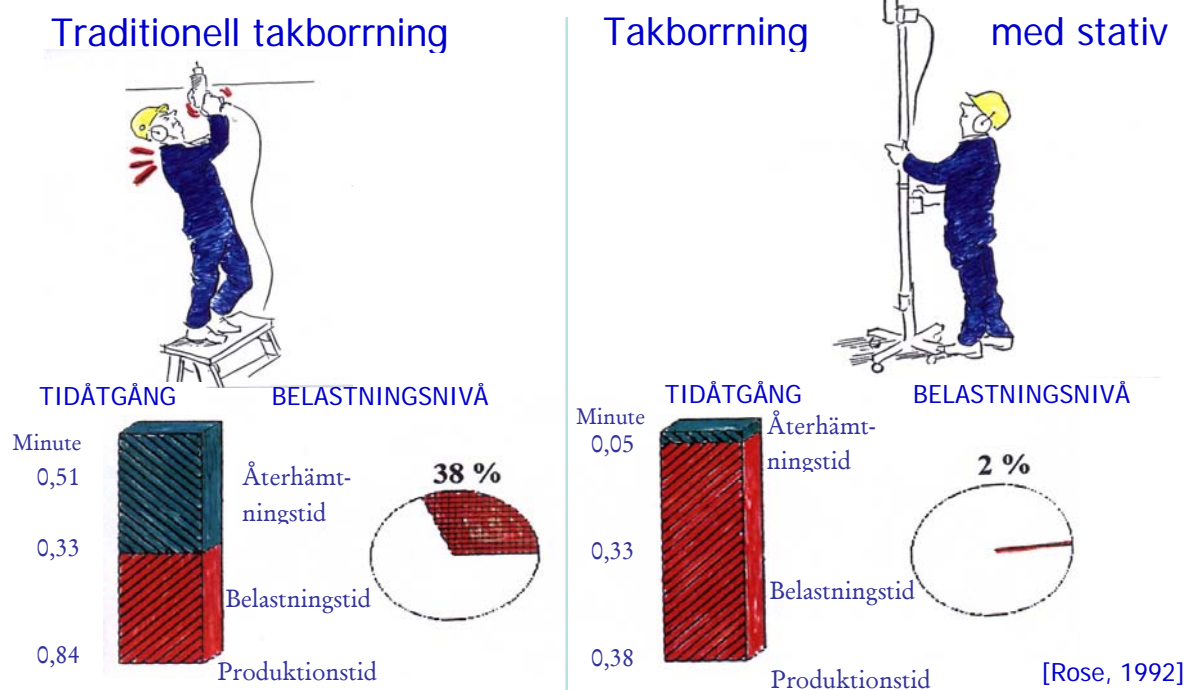
När man vill motivera arbetsmiljöförbättringar är det en fördel att kunna visa nyttan av investeringen man gör, såväl ur arbetsmiljö- som ur produktivitetssynpunkter (Oxenburgh et al., 2004; Rose & Orrenius, 2007). Till exempel kan effekten av att införa en gipshanteringsvagn analyseras med avseende på såväl belastningsergonomi som tidsåtgång och därmed motivera investeringen i produktionsekonomiska termer (Danogips, 1992).

Ergo-Index

Ergo-Index är en modell som kan användas för att både bedöma *den fysiska belastningen* och därmed få en uppfattning om de fysiska av riskerna som ett arbete medför och dessutom få en bedömning av *tidseffekterna* som arbetsmiljöfaktorerna medför. Dessa tidseffekter kan användas för en produktionsergonomisk bedömning kopplad till arbetsmiljöeffekter. Med Ergo-Index kan man på så sätt jämföra olika arbetssätt och välja det lämpligaste med hänsyn till såväl produktionsekonomi som arbetsmiljö, vilket är unikt. Ergo-Index har använts bland annat av bilindustrier i Nordamerika (Combs, W, 2007; Grewal, 2007). Figur 1 illustrerar resultatet från en jämförelse av två olika produktionsmetoder. I Bilaga 3 ges en mer utförlig beskrivning av Ergo-Index.

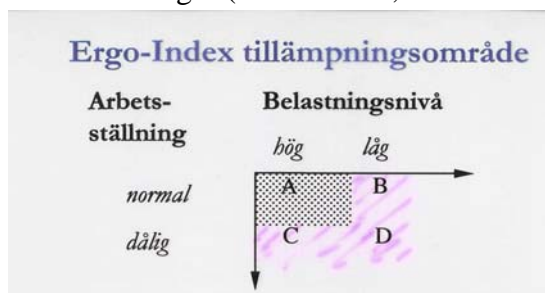
I Figur 2 illustreras tillämpningsområden för Ergo-Index. Den ursprungliga modellen (Glimskär et al., 1987) var tillämpbar vid höga belastningar i normala arbetsställningar

Ergo-Index jämförelse



Figur 1: Illustration av resultat vid användning av den befintliga Ergo-Index metoden.

(område A). Modellen har därefter förfinats så att uthållighet kan modelleras för såväl höga som låga belastningar och såväl normala som dåliga arbetsställningar (områden A-D) (Rose, 2001a). Denna modell (Rose, 2001a) ger tillfredsställande resultat vad avser belastningen, men behöver vidareutvecklas vad gäller beräkning av nödvändigt återhämtningsbehov eftersom denna faktor är osäker i dagens modell. Underlag behövs för att kunna modellera återhämtningsbehovet vid låga belastningar i normala arbetsställningar samt såväl låga som höga belastningar i dåliga arbetsställningar (områdena B, C och D i Figur 2).



Figur 2: Ergo-Index tillämpningsområde.

Nya rön om sambanden mellan olika faktorerna som påverkar trötthet och risken för att utveckla belastningsskador har kommit fram genom senare forskning (Johansson et al., 2003) och det är viktigt att ta hänsyn till dessa rön vid vidareutveckling av Ergo-Index modellen.

Exempel från byggbranschen: Rörmontörers arbetsmiljö

I en studie om rörmontörers arbete med pressmaskiner var en av slutsatserna att arbete med att pressfoga rör i tak är ergonomiskt sett olämpligt (Hallén & Rose, 2006; Rose, 2007). Figur 3 illustrerar en typisk arbetssituation för rörmontörer.



Figur 3: Illustration av rörmontörs arbete med att sammanfoga rör. Arbetet sker med armarna högt över huvudet med sträckta armar och kraftigt böjd rygg och nacke. (Hallén & Rose, 2006).

I studien gavs förslag på fortsatt arbete för att minska skaderiskerna bland rörmontörer. Ett var att samla mer information och bygga kunskap om behovet av återhämtningstider efter arbete, vilket skulle ge bättre underlag för prioriteringar i arbetsmiljöarbetet. En vidareutvecklad Ergo-Index modell skulle kunna användas till detta: att analysera och välja lämpligaste arbetsmetod.

Efterfrågan på vidareutveckling av Ergo-Index

En trovärdig metod för bedömning av olika arbetsmoments belastning och återhämtningskrav som är enkel att använda i olika delar av byggprocessen skulle utgöra ett viktigt prioriteringsinstrument för skadeprevention och produktionsutveckling. Det skulle stödja arbetet att systematiskt förbättra arbetsmiljön. Från såväl bygg- som annan industri finns ett uttalat intresse av att kunna modellera sambanden mellan belastning och återhämtning på liknande sätt som görs i Ergo-Index modellen. Dock vill industrin få tillgång till en förfinad modell där nyare resultat vad gäller belastning, trötthet och återhämtning tagits med i modelleringen. Genom att analysera olika arbetsmetoder och samla erfarenheterna i en exempelbank skulle man också lättare kunna motivera och välja bra arbetsmetoder. På sikt skulle det medföra mindre risker att få arbetsskador. För att på ett bättre sätt ta hänsyn till återhämtningstider beroende av arbetssituationen genomförs därför detta projekt där ny kunskap om de ovan beskrivna sambanden bildas och en förfinad modell utvecklas och utvärderas.

1.2 Mål

Det övergripande målet med detta projekt är att vidareutveckla en modell som kan användas i arbetsmiljöarbetet på företag. Modellen kan användas för att analysera olika sätt att utföra ett arbete på och välja det lämpligaste ur såväl belastningsergonomiska aspekter som ur produktionsekonomiska aspekter. Målet är också att tillämpa modellen på några typiska arbetsmoment i byggbranschen och samla exemplen i en exempelbank samt sprida kunskap om resultaten. För att nå detta har följande delmål definierats.

Etapp 1:

- samla kunskap om sambanden mellan belastning, belastningstid och återhämtning samt risken för belastningsskador
- samla data som ger underlag för modellering av återhämtningsbehovet

Etapp 2:

- utveckla en förfinad Ergo-Index modell,
- tillämpa och utvärdera modellen för ett antal arbetsmoment i byggbranschen
- samla resultat från tillämpningarna i en exempelbank
- öka ergonomikompetens bland studerande på såväl gymnasie- som universitetsnivå
- sprida resultatet nationellt och internationellt, till näringsliv, utbildare och forskare

Avgränsning

En rad faktorer påverkar belastningen på människan under arbete och vid utveckling av trötthet, återhämtning och belastningsskador. Trots stora forskningsinsatser är de komplexa sambanden mellan dessa faktorer inte klarlagda. Det ska poängteras att projektet i första hand syftar att ta fram underlag för en empirisk modell som kan beskriva hur dessa parametrar utvecklas med tiden i praktiskt relevanta belastningssituationer. Målet är inte att främst utveckla förklaringsmodeller för vad som orsakar trötthet och återhämtning, Projektet kommer därför *inte* att fullständigt klarlägga sambanden mellan trötthet, återhämtning och belastningsskador och *inte* heller resultera i en modell som med fullständig exakthet kan användas för att bedöma belastningsgrad och återhämtningsbehov.

1.3 Organisation

Projektet drivs som ett samarbetsprojekt mellan flera olika aktörer och intressenter, såväl inom byggbranschen som bland utbildare och forskningsinstitutioner. Det är samfinansierat av SBUF (Svenska Byggbranschens Utvecklingsfond), AFA samt medverkande byggföretag och genomförs i två etapper. Etapp 1 finansieras till större delen av SBUF, och till del av de medverkande företagen som står för sina egna kostnader. Etapp 2 finansieras till större delen av afa och till del av de medverkande företagen som står för sina kostnader.

I Etapp 1, som denna rapport beskriver, har följande organisationer medverkat (med personer som medverkat inom parentes) *Forskningsinstitutioner*: KTH Skolan för Teknik och hälsa, KTH STH, Avdelningen för Ergonomi (leder projektet med Linda Rose som projektledare) Centrum för Belastningsskadeforskning, CBF (Göran M Hägg) GIH, Gymnastik- och Idrottshögskolan (Göran Kenttä), Chalmers (Roland Örtengren) Ryersonuniversitetet (Patrick Neumann och Mohamad Jaber); *Parterna*: VVS Företagen (Marcus Ekström), Byggnads, (Leif Wall); *Utbildningar*: REFIS (Robert Waardahl, Jan Hultgren, Jonas Surting) och Centralgalaxen Bygg (Henri LeRay).

En *referensgrupp* är knuten till projektet som bildar ett forum med aktörer med olika relevanta kompetenser där projektet och dess delresultat kan diskuteras under projektets gång och sprida dess resultat. I referensgruppen ingår representanter för byggbranschen, forskare och utbildare, se Bilaga 2.

2 Genomförande

2.1 Projektets två etapper

Etapp 1 har genomförts enligt följande:

1. **Litteraturstudie** En litteraturstudie har genomförts för att ta del av den kunskap som de senaste årens forskning inom området resulterat i.
2. **Försöksserie:** En serie av försök har genomförts för att få data för modellutvecklingen i Etapp 2.
3. **Analys av försöksresultat.** Resultaten från försöksserien har analyserats.
4. **Sammanställning av delresultat.** Resultaten av Etapp 1 har sammanställts och avrapporteras med denna rapport. Därutöver förbereds Etapp 2.

Etapp 2 som påbörjas 2009 genomförs i följande steg:

5. **Modellutveckling.** Baserat på resultaten från litteraturstudien och försöksserien modelleras återhämtningen på ett sätt som kan användas i en förfinad Ergo-Index modell. Detta sker i samråd med referensgruppen.
6. **Tillämpning och utvärdering.** Den nya Ergo-Index modellen tillämpas vid studie av några arbeten som är typiska för rörmontörer. Utvärdering av modellen görs med hjälp av andra befintliga metoder.
7. **Redovisning och spridning av resultat.** Resultatet från projektet sammanställs, och sprids via det kontaktnät som de medverkande har.

Bland de medverkande i Etapp 2 finns byggföretagen APJ Betong & Anläggningsteknik AB, Bravida, JM, NCC AB och NVS Installation AB, och utbildningar och forskargrupper (REFIS, CentralGalaxen Bygg AB och några universitet). Etapp 2 beskrivs mer i Bilaga 4.

2.2 Beskrivning av Etapp 1

2.2.1 Litteraturstudie

Litteraturstudien genomfördes för att samla kunskap om de senaste årens relevanta forskningsresultat inom området. Den har främst innefattat studier om befintliga modeller och samband mellan belastning, återhämtning och skaderisker.

2.2.2 Försöksstudie

Metoder i försöksstudien

Såväl subjektiva metoder såsom skattning av trötthet/obehag med Borg's CR-10 skala (Borg, 1982), av ansträngningsgrad med Borg's RPE-skala (Borg et al., 1987) och med kroppskarta (Kuorinka et al., 1987) som objektiva som tidmätning med stoppur, fotografering och maxkraftmätningar med elektrisk kraftgivare användes.

Beskrivning av försöksstudien

En studie av hur subjektivt skattad återhämtningstid varierar med utövad kraft och belastningstid genomfördes med 10 medverkande, åtta studerande och två lärare, vid REFIS Röntreprenörernas Friskola i Stockholm. Studien har integrerats i de blivande rörmontörernas arbetsmiljöutbildning och till viss del även hälsovården på REFIS.

Inför försöksstudien hölls två seminarier om projektet för två gymnasieklasser med studenter och berörda lärare på Refis. I anslutning till dessa anmälde sig tolv som intresserade av att medverka. De 10 medverkande valdes ut genom lottning. De blev informerade om studiens upplägg och genomförande och fick också ”prova på” utrustningen och några av metoderna som användes i studien.

I studien bestämdes återhämtningstider, T_{res} (Resumption time), för tre olika belastningsnivåer under fem olika långa andelar av uthållighetstiden, T_{end} (Endurance time).

Återhämtningstiden definierades som den tid efter belastningen då den medverkande skulle börja arbeta igen om detta var hans arbete. Uthållighetstiden definierades som belastningstiden till dess att den medverkande valde att avbryta försöket på grund av för hög obehag/trötthet/smärta. Instruktionen var att avbryta försöket när obehaget/tröttheten/smärtan var lika hög som i en tänkt situation när man har bråttom hem och bär två tunga kassar. Man vill komma hem, men efter ett tag vill man ta paus för att obehaget/tröttheten/smärtan blir för stor. Man fortsätter trots detta, eftersom man har bråttom att komma fram. Vid en viss tidpunkt känner man att man verkligen behöver ta en paus för att orka. Instruktionen var att avbryta försöket när förmattelsen under belastningen vuxit till en nivå som kan likställas med denna tänkta situations förmattelse. Tiden från belastningens början till avbrottet definierades som uthållighetstiden.

Varje medverkande genomförde 16 olika försök så totalt gjordes $10 \cdot 16 = 160$ försök enligt nedan:

1. *Maxkraftsbestämning*: Vid ett första försök bestämdes varje medverkandes maxkraft (Maximal Voluntary Contraction, MVC) i försöksställningen, se Figur 4. Den medverkande ombads sitta på försöksstolen och spänna fast banden över bröstorg och höft. Stolen ställdes in så att den medverkande greppade runt handtaget med rak arm med axeln vilande mot stolens ryggstöd. Den medverkande ombads att trycka på handtaget med maximal kraft i cirka tre sekunder. Maxkraften uppmättes tre gånger med två minuters vila mellan mätningarna och det största värdet valdes som MVC-värde. Kraften registrerades med en elektrisk kraftgivare med analog visardisplay. Kraften

2. *Bestämning av uthållighetstider*: Därefter genomfördes försök för att bestämma uthållighetstider, T_{end} , för de tre belastningsnivåerna 10 %, 30 % och 50 % av MVC. För dessa belastningar bestämdes också återhämtningstiden.

3. *Submaximala belastningstider*: Vid de följande 12 försökstillfällena, tryckte den medverkande på handtaget med en fraktion av maxkraften (10 %, 30 % och 50 % av MVC) under en fraktion av uthållighetstiden (10 %, 30 %, 50 %, 70 % respektive 100 % av T_{end}). se Tabell 1.

Belastningstiden kan anges antingen relativt som fraktion av max uthållighetstid t/T_{end} där t är belastningstiden och T_{end} är uthållighetstiden, eller i reellt som t i sekunder.

Tabell 1: Försöksserienummer (1-16) som genomfördes i försöksstudien

Kraftnivå i % MVC	Belastningstider i % av uthållighetstiden				
	10 % av T_{end}	30 % av T_{end}	50 % av T_{end}	70 % av T_{end}	100 % av T_{end}
100					1
50	2	3	4	5	6
30	7	8	9	10	11
10	12	13	14	15	16



Figur 4. Illustration av hur försöken genomfördes. Utrustningen samt Borgskalorna (vänster) och kroppsställningen (höger). Under försöken tryckte den medverkande på det svarta handtaget med definierad kraft under en viss tid.

Varje försök, utom det första där MVC bestämdes, genomfördes enligt följande procedur med två cykler bestående av belastning med efterföljande återhämtning:

- Inställning av stol för önskad försöksposition med god nåbarhet och samt fixering av bål och höft mot stolen med hjälp av remmar.
- Mätning av dagsmax, F_o , det vill säga maxkraftmätning för dagen.
- Vila i två minuter.
- Därefter genomfördes själva ”försöket” med två belastningscykler med var sin återhämtningsperiod efter avslutad belastning. Under varje försök:
 - mättes tiden med stoppur
 - skattades obehag/trötthet med Borg’s CR-10 skala var 30:e sekund både under belastningsperioden och under återhämtningsperioden
 - skattades återhämtningstiden

- mättes maxkraften F_{load} , direkt efter avslutad belastning efter varje belastning
- mättes maxkraften direkt efter den subjektivt bestämda återhämtningstiden, F_{res}
- skattades ansträngningen i slutet av varje belastning samt direkt efter den subjektivt bestämda återhämtningstiden med Borg's RPE-skala.

Varje försök utom det första då MVC-nivån bestämdes bestod av två belastningscykler enligt mönstret: belastning 1 + återhämtning 1 + belastning 2 + återhämtning 2. Detta upplägg valdes för att försöka påvisa ackumulerad trötthet efter den första belastningen och återhämtningen. I den statistiska bearbetningen benämns de två cyklerna Cykel 1 och Cykel 2. I studien genomförde varje medverkande maximalt ett försök per dag, förutom att två personer genomförde två korta försök vid de lägsta belastningsnivåerna, dock med någon timmas vila emellan.

2.2.3 Analys av försöksresultat

Resultaten från försöksserien har bearbetats och analyserats. Statistisk bearbetning har gjorts med SPSS (16.0). I studien valdes signifikansnivån $\alpha = 0,05$. Normalitet har testats med Kolmogorov-Smirnovs test. Parametriska statistiska test har använt för de normalfördelade variablerna. Parat sample t-test (2-tailed) har använts för att testa signifikanta skillnader mellan de olika fallen. Regressionsanalys av uthållighetstiden samt återhämtningstiden har gjorts med tre olika ansatser: exponentiell, linjär och kvadratisk.

2.2.4 Sammanställning av delresultat och förberedelse av Etapp 2

Resultaten från Etapp 1 har sammanställts och avrapporteras med denna rapport. Etapp 2 har förberetts och finansieringen för den ordnats. Resultaten har diskuterats med de medverkande i referensgruppen samt med personer med relevant kompetens inom de olika delområdena. Feed-back gavs också till de medverkande organisationerna, till studerande och lärare på Refis.

3 Resultat från litteraturstudien

Litteraturstudien koncentrerades på material från informationssökningar i databaserna Medline, Ergonomics Abstracts och Scopus, men material även från andra källor har använts. Vid sökningarna var fokus riktat på trötthet och återhämtning, återhämtningstid, upplevd återhämtning, modeller för trötthet och återhämtning, muskulär och central trötthet, risker för belastningsskador och repetitiv belastning främst vid låga belastningsnivåer. Även ålders- och könsskillnader vid trötthet och återhämtning, ackordslön, motivation och mentala/psykosociala faktorer har ingått i studien.

De sökbegrepp som därvid användes var: recovery, resumption, recovery time, perceived recovery time, fatigue, muscular fatigue, neural fatigue, accumulated fatigue, endurance, muscular, physical, physical load, low load, musculoskeletal disorders, MSD, cumulative trauma disorders, CTD, risk factors, injury, repetitive, model, recovery model, fatigue model, payment, piece, piecework salary, piecework wages, gender, age, mental, stress och strain.

Nedan presenteras resultaten från litteraturstudien uppdelat på olika delområden.

3.1 *Trötthet*

Trötthet är ett komplext fenomen som beror på olika fysiologiska och mentala processer. Begreppet har olika innebörd i olika situationer och i olika sammanhang. Exempel på olika typer av trötthet är fysisk trötthet, såsom efter fysiskt krävande aktivitet; mental trötthet, t ex efter en mentalt påfrestande situation och emotionell trötthet, t ex efter att ha umgåtts med andra människor (Kenttä & Svensson, 2008). Det finns ingen entydig definition av begreppet som täcker alla de olika typerna av trötthet. En definition som används inom muskelfysiologin är att trötthet innebär en oförmåga att generera full kraft (Hägg, 2008) men man kan också tänka sig definitioner relaterade till uthållighet.

Muskler är uppbyggda muskelfibrer som i sin tur består av myofibriller som är uppbyggda av actin- och myosintrådar. Det är genom förskjutning av dessa actin- och myosintrådar i förhållande till varandra som muskeln kontraheras (dras samman). En motorisk enhet består av ett motoneuron (en nervcell) och de muskelfibrer den innerverar. När en signal om att kontrahera en muskel sänds från hjärnan och en aktionspotential triggas i en motorisk enhet, kontrahetas alla muskelfibrer i denna motoriska enhet synkroniserat under cirka 0,1 sekund. Efter en tids repetitiv aktivering börjar de motoriska enheterna att utveckla trötthet på grund av otillräckliga förråd av syre och glykogen, ökad mjölksyrenivå i blodet och muskeln (Fitts 1994; McArdle et al., 1996). När trötthet uppträder, ökar tröskeln för att trigga aktionspotentialer i en motorisk enhet, det vill säga den motoriska enhetens tendens att ”få av” minskar (Bigland- Richie, 1981). Om trötthet fortsätter att byggas upp, kommer den motoriska enheten så småningom att nå en kritisk punkt då den inte längre kan aktiveras, det vill säga den blir helt uttröttad (Enoka & Stuart, 1992).

Olika motoriska enheter har olika karaktärstik vad avser kraftutvecklingsförmåga samt trötthets och återhämtningsegenskaper. De motoriska enheterna kan delas upp i tre olika typer (Ma et al., 2008):

- typ I som är långsamma, har liten kraftutvecklingsförmåga och lång uthållighet
- typ IIb som är snabba, har hög kraftutvecklingsförmåga och kort uthållighet (tröttnas snabbt)
- typ IIa vars egenskaper beträffande kraftutvecklingsförmåga och uthållighet ligger mellan dem som typ I och typ IIb har.

Enligt Vøllestad (1997) sker rekryteringen i ordningen I → IIa → IIb . Det innebär att när högre kraftutveckling behövs, rekryteras fler motoriska enheter av typ II, vilka uttröttnas fortare. Det anses vara en av förklaringarna till att muskeln tröttnas fortare vid högre belastningar.

Trötthet relaterad till fysisk aktivitet kan delas upp i *muskulär* och *central trötthet* (Sahlin, 2008). Med *muskulär trötthet* menas att man efter en viss tids belastning får försämrad muskelfunktion, t ex nedsättning av kraftutvecklingsförmågan eller förmågan att utöva en precisionskrävande uppgift. Denna trötthet beror främst på energibrist och ansamling av slaggprodukter vid mjölksyrabildning och nedbrytning av kreatin-fosfat för att försörja muskeln med nödvändig energi. Denna lokala trötthet ger symptom i den aktuella muskeln; smärta och försvagad muskelstyrka (Hägg, 2008). Den muskulära tröttheten dominerar när man utför en aktivitet med hög fysisk ansträngningsgrad vilket medför en relativt kort tid av belastning. Vid långvarigt arbete kan kroppens lager av glykogen bli tömda och det medför en extrem muskeltrötthet. Muskulär trötthet har studerats relativt väl inom idrottsforskningen (t ex Sahlin, 2008).

Med *central trötthet* menas minskad aktivering av musklerna som beror på en förändring av avfyrningen av elektriska signaler från hjärnan till musklerna. Denna typ av trötthet påverkas av såväl metabola (ämnesomsättnings) faktorer (t ex reduktion av blodglukos) som av icke-metabola faktorer (obehag, smärta, ökad kroppstemperatur, mm). Vid relativt låga belastningsnivåer som pågår under lång tid, det vill säga den typ av belastningar som är vanligt i arbetslivet, dominerar den centrala tröttheten. Orsakerna till denna form av trötthet är mycket mer komplexa än de för muskulär trötthet. Motivationen kan vara avgörande för hur länge man arbetar/presterar (Sahlin, 2008). I arbetslivet är det vanligt med långa statiska belastningar på låg belastningsnivå. Dessa ger ofta inte akuta trötthetssymptom, men ”utgör sannolikt en risk för skada på längre sikt” (Hägg, 2008). Arbeten på så låg belastningsnivå som 2-5 % av den maximala medför trötthet (Sjøgaard et al., 1986).

Olika indikatorer på trötthet

Det finns olika metoder för att mäta eller uppskatta olika aspekter av trötthet. Trötthet och associerad återhämtning i enskilda muskler kan detekteras med hjälp av elektromyografiska (EMG) metoder (t ex Thorn, 2005; Elfving et al., 2002). Ett annat sätt att försöka mäta tröttheten är att studera halter av olika ämnen i blodet/muskelvävnad, t ex kalcium (Sjøgaard, 1988) mjölksyra och slaggprodukter (metaboliter) (McCully et al., 2002). För att erhålla en

helhetsbedömning av relationen mellan trötthet och återhämtning är det lämpligt att studera den subjektiva skattningen av ansträngning eller andra alternativa globala trötthets symptom. Den metodik och de skattningsskalor som utvecklats av Gunnar Borg (Borg, 1982; Borg et al., 1987) bygger främst på skattningar av upplevd ansträngning och de har använts i många studier. Dessa resultat visar att det är möjligt att mäta en total belastning på organismen med hög validitet och reliabilitet. Iridiastadi & Nussbaum (2006) påvisade god överensstämmelse mellan subjektiv skattning av obehag och andra trötthetsmätningar, vilket visar på att denna typ av skattning är användbar för att få en snabb bedömning av lokal trötthet.

3.2 Återhämtning

Liksom trötthet är ett vitt begrepp med olika innebörder såsom beskrivits ovan kan vi förvänta oss att motsvarande komplexitet också gäller återhämtning. En följd därav är att återhämtningsförloppet för olika indikatorer för trötthet/återhämtning skiljer sig avsevärt, vilket nedanstående sammanställning visar:

- Kraft återhämtas relativt snabbt. Efter hårt arbete har den återhämtats efter 2 minuter (Sahlin, 2008).
- Resyntes av de energirika fosfatföreningarna, TATP och PCR sker inom 2-3 minuter (Holmberg, 2008).
- Uthålligheten, återhämtas långsammare än kraften. Efter statiskt arbete tar det mer än 6 minuter innan uthålligheten är återställd (Sahlin, 2008).
- Borttransport av laktat och vätejoner från muskulaturen och blodbanan tar ½ - 2 timmar (Holmberg, 2008).
- Vätskebalans återfås inom 3-6 timmar (Holmberg, 2008).
- Glykogendepåerna byggs upp på 1-2 dygn (Holmberg, 2008).
- Återuppbyggnad/nybildning av kontraktila och strukturella muskelproteiner kan ta upp till 2-3 dygn (Holmberg, 2008).
- Återhämtning av EMG-svar kan ta upp till 8 dygn (Dedering et al., 2004).
- Tidsförloppet för återhämtning av olika parametrar följer i de flesta fall ett exponentiellt förlopp (Sahlin, 2008).

Trötthet och återhämtning har studerats i detalj bland elitidrottare (t ex Kenttä et al., 2006; Kenttä & Hassmén, 1998; Nicol et al., 2006). I idrottsforskning studeras dock ofta extrema belastningsfall med höga belastningsnivåer och stor trötthet. Dessa belastningsfall skiljer sig väsentligt från de vanliga belastningarna i yrkeslivet. Därför är det svårt att tillämpa de idrottsmedicinska forskningsresultaten direkt i detta projekt, men resultaten från idrottsforskningen bidrar med ökad förståelse av de komplexa sambanden mellan trötthet och återhämtning i projektet som kommer att vara värdefull vid modellutvecklingen i Etapp 2.

3.3 Modeller för prediktering av återhämtning

Trots flera litteratursökningar enligt ovan hittades endast tre (alla av författaren redan kända) modeller som kan användas för att uppskatta behovet av återhämtning i tid efter fysisk

belastning för att kunna fortsätta med en arbetsuppgift. Samtliga dessa tre har redan ingått i utvecklingen av Ergo-Index modellen.

I detta avsnitt följer först beskrivningar av dessa återhämningsmodeller och därefter beskrivningar av andra modeller som bedömts vara intressanta för att förstå fysiologin och de fysiologiska reaktionerna vid belastning.

3.3.1 Modeller för prediktering av återhämtningstid efter fysisk belastning

Rohmert (1960a) presenterade en experimentellt baserad modell där återhämtningstiden beräknas med ekvationen

$$R = 18 \cdot (t/T_{\max})^{1,4} \cdot (F/F_{\max})^{0,5} \cdot 100 \% \quad (i)$$

där

R = återhämtningsbehovet i procent av t,

t = belastningstiden i minuter,

T_{\max} = uthållighetstiden enligt Rohmert's belastnings-uthållighetskurva (1960b)

F/F_{\max} = är belastningen i % av den maximala kraften för belastningar >15 % av max. För belastningar under 15 % av max behövs ingen återhämtning enligt Rohmert.

Rose et al. (1992) presenterade en modell för återhämtningsbehovet t_{pause}

$$t_{\text{pause}} = 3t_{\text{op}} \cdot (T_{\max})^{-1,52} \quad (ii)$$

där

t_{op} är belastningstiden i minuter

T_{\max} är uthållighetstiden

Rose et al. (2000) föreslog följande modell för återhämtningstiden T_r , i minuter, vid passiv belastning av armbåge:

$$T_r = 0,0167 e^{8,84/(1,46+0,44M_n)} \quad (iii)$$

där

M_n är normerat moment på armbågen $M_n \in [0, 1]$.

De funna modellerna skiljer sig åt på flera sätt, t ex vad avser definitioner av trötthet och återhämtningstid, studerade trötthetsindikatorer, typen av försök och medverkande som ingått samt om det är en experimentellt baserad modell. Återhämtningstiden definieras olika i modellerna, exempelvis som tiden under periodiskt arbete när ökningen per minut i pulsfrekvens var lägre än 0,1 för en viss belastning och belastningstid (Rohmert, 1960a) eller som den tid efter belastning när trötthet/ obehag/smärta sjunkit så pass mycket att personen i fråga är villig att börja arbeta igen (Rose et al., 2000).

3.3.2 Modeller för muskelkraft och hjärtfrekvens etc

(Liu et al., 2002) presenterade en teoretisk modell som kan användas för att på makronivå förstå de biofysiska mekanismerna vid kraftutveckling i muskler. Modellen kan användas för att prediktera muskelkraft över en tidsperiod då muskeln genomgår processer av aktivering, trötthet och återhämtning. Den bygger på biofysiska principer av förlängd muskelkraftutveckling under frivillig hjärnansträngning. Dess tre huvudparametrar är Trötthetsfaktor, F , (Fatigue factor); Återhämtningsfaktor, R , (Recovery factor); Totala antalet motoriska enheter i muskeln, M_0 samt en input variabel, B , för hjärnansträngning. De presenterar en teoretisk modell där motoriska enheter kan delas upp i tre grupper. När en kraft utvecklas och bibehålls rekryteras motoriska enheter i den berörda muskeln gradvis. I modellen de presenterar utgår de från att några motoriska enheter aktiveras först. Senare, när dessa tröttnas, behöver fler motoriska enheter rekryteras för att kompensera för kraftförlusten orsakad av trötthet. Under tiden börjar de uttröttade motoriska enheterna att återhämtas.

Enligt Liu et al. medför det att för uppgifter som kräver mycket liten kraft kommer trötthet inte att ackumuleras och musklerna kan utföra uppgiften utan att tröttnas. Dock har Sjøgaard et al. (1986), visat att så låga kraftnivåer som 2 % MVC leder till trötthet och återhämtningsbehov. Jensen et al. (2000) redovisade resultat från en studie med 30 minuter lång 11 % MVC belastning av skuldermuskulatur. Resultaten visade bland annat på ökad variabilitet i avfyrningen av de motoriska enheterna med ökad trötthet. De drar slutsatsen att rekryteringen av motoriska enheter spelar en avgörande roll under trötthetsutvecklingen.

Modeller för muskeltrötthet

Tang et al. (2005) presenterar en översikt över olika typer av modeller för trötthet i muskler: analytiska (t ex Hawkins & Hull, 1993), fysiologiska (t ex Mizrahi et al., 1997), metaboliska (Gait 1996) och sådana som utgår från rekrytering av motoriska enheter, t ex (Liu, 2002) vid dynamisk belastning. Reiner et al. (1996) utvecklade en modell baserad på motoriska enheters rekryteringsfunktion. De introducerade en "muscle fitness function". I modellen behöver runt 30 parametrar bestämmas. I en annan modell (Giat et al., 1993 & 1996) behöver också ett stort antal parametrar bestämmas. Tang et al. (2005) redogör för en matematisk modell som beskriver tröttheten i muskeln som kraftutvecklingsförmåga över tid.

Iridiastadi & Nussbaum (2006) gjorde försök och modellering baserad på kontraktionsnivå, duty cycle (det vill säga hur stor del av en arbetscykel man arbetar respektive vilar, Mathiassen & Winkel, 1991) och arbetscykeltid. De fann att kontraktionsgrad och duty cycle påverkar trötthet, medan cykeltid påverkar EMG spektrumsvar. De indikerar att det inte är lämpligt att använda sig av en parameter för "acceptabel" medelkontraktionsnivå, MCL som produkten av MVC-nivå och duty cycle, vilket föreslagits ligga runt 10% MVE (Maximum Voluntary Exertion) enligt Byström & Fransson-Hall (1994) och vara 16,7 % MVE enligt Byström och Kilbom (1990). Istället, menar de, bör man fokusera mer på skattning av lokal trötthet.

Det finns också studier där man försökt beskriva muskeltrötthet och uthållighet baserad på experimentella data som erhållits genom elektromyografiska (EMG) metoder. Rose (2001b)

drog dock slutsatsen att försiktighet bör iakttas vid försök att modellera för trötthets och återhämtningsbehov baserat på EMG-resultat vid låga belastningar. Detta eftersom resultat pekar på att EMG-svaren vid låga nivåer inte på ett adekvat sätt återspeglar trötthetsreaktionerna i musklerna.

Modell för muskelkraft och trötthet baserad på metabolism

Valentini & Nelson (1985) förelag en matematisk modell för att simulera ändringen av halten metaboliter och kraft under arbete. Den tar utgångspunkt i deras egna tidigare modeller och är baserad på metabolism (involverande pH och ATP) som påverkar muskelkraft och en trötthetsparameter, A, som karaktäriserar syreupptagningsförmåga i en given fiber. Modellerna lär finnas i franska publikationer, men originaltexterna har inte kunnat studeras i detta projekt.

Modeller för återhämtning av hjärtfrekvens och syreupptagningsförmåga

Wu et al. (2005) studerade återhämtning efter utmattning i högintensivt arbete, som de definierade som arbete över 50 % av max syreupptagningsförmåga. De studerade återhämtning av hjärtfrekvens och syreupptagningsförmåga. De redogör för Murrell's modell för pausbehov R i minuter som baseras på bland annat metabolisk energiåtgång ($i \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$) (1965) enligt:

$$R = T \cdot (W - S) / (W - BM) \quad (iv)$$

där

T = totala arbetstiden (i minuter)

W = medel energiåtgång i arbete ($i \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$)

S = Uthållighetsmax för energiåtgång ($i \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$)

BM = basal metabolism ($i \text{ kcal} \cdot \text{min}^{-1}$)

Wu et al. (2005) redogör också för resultat för återhämtning efter total utmattning i högintensivt arbete. Dock förekommer i industriell verksamhet inte arbete som leder till total utmattning, varför dessa resultat inte redovisas närmare i denna litteraturöversikt.

Chen & Lee (1998) redogör för en modell för återhämtning av hjärtfrekvens. De definierar Recovery Cost som summan av hjärtslagen från det att man slutar arbeta till dess hjärtfrekvensen återgått till vilonivån.

Nanthavanij (1992) studerade återhämtning av Heart Rate Recovery Profile och utvecklade en matematisk modell för detta. Den bygger på principen att ju högre belastningen är, desto snabbare är återhämtningshastigheten.

De tre ovan beskrivna modellerna beskriver centrala fysiologiska processer som sannolikt har mycket lite koppling till utvecklandet av belastningsskador.

Modeller för uppskattning av uthållighetstid

Ma et al. (2008) Beskriver en ny dynamisk muskeltrötthetsmodell för bedömning av muskeltrötthet i termer av mänsklig upplevelse av muskeltrötthet. I modellen tas hänsyn till yttre belastning, belastningstid och muskelstyrka. I motsats till Liu et al.'s modell (2002) antas det i modellen att det inte sker någon återhämtning under belastningen. Vidare antar Ma et al. att den som ska utföra ett arbete alltid gör sitt bästa och är motiverad.

El ahrache et al. (2006) presenterade en modell för bedömning av uthållighetstid i relation till MVC nivå för statiskt muskelarbete. Modellen är en sammanvägning av 24 publicerade modeller och i den tas hänsyn till kroppsdelar. I resultaten anges också värden för 5:e, 10:e och 15:e percentilen förutom medelvärden, vilket har hög relevans för industritillämpningar.

Xia & Frey Law (2008) presenterar en vidareutveckling av Liu et al.'s modell (2002) för muskelaktivering. De introducerar de tre muskeltyperna och sist-in-först-ut muskelrekryteringshierarkin samt ledvinkel och ledhastighet i en modell för muskeltrötthet och återhämtning.

Modeller inom ergonomiområdet för bedömning av belastning

Det finns en rad bedömningsmodeller och metoder som kan användas för att bedöma olika typer av belastningar, t ex NIOSH lyftekvation, Strain Index, OCRA och RULA. Dessa beskrivs inte här. Den intresserade hänvisas till metodkapitlet (Osvalder, Rose & Karlsson, 2008) i Arbete och teknik på människans villkor (Bohgard et al., 2008) eller Evaluation of Human Work (Wilson & Corlett, 2005).

3.4 Andra faktorer som påverkar uthållighet: ålder och kön

Det finns en rad studier om skillnader i fysiska förmågor kopplat till ålder. Flera fysiska förmågor avtar efter maximal kapacitet runt 20-25-årsåldern, till exempel maxkraften (Grandjean, 1980) och syreupptagningsförmågan (Ilmarinen, 1992a&b) Yassierli & Nussbaum (2007) fann att skillnader mellan åldergrupper vad avser uthållighetstid och åldersgrupp vid olika kraftnivåer och belastningstider, där de yngre (under 45 år) hade längre uthållighet och högre takt i MVC minskning än de äldre. Äldre hade även långsammare ökning av skattat obehag vid intermittent isokinetiskt arbete. De fann inga signifikanta könsskillnader. I en annan studie redovisar de och kollegor (2007) resultat om skillnader mellan arbetare i olika ålder men att dessa skillnader påverkas av vilken muskel som belastas och av ansträngningsgrad. Kiss et al. (2008) redogjorde för en enkätundersökning där psykosocial och fysisk belastning skattades. Resultatet visade att personer över 45 år upplevde sig ha större återhämtningsbehov än yngre.

Män har generellt sett större muskelstyrka än kvinnor (t ex Basse et al., 1996) och skillnaderna är större i armarna än i benen (t ex Misner et al., 1990). Rose(2001a) t ex fann att män har 1,73 gånger högre styrka i armarna än kvinnor och Misner et al. (1990) redovisade att män har 1,43 gånger starkare än kvinnor i benen. Det innebär att kvinnor behöver använda en större andel av sin maximala fysiska styrka för att utföra ett visst fysiskt belastande arbetsmoment. Det i sin tur leder till att kvinnor löper högre risk att utveckla

belastningsskador (Mital et al., 1997), men även andra faktorer, som möjliga skillnader i trötthetsutveckling och återhämtning, kan spela roll i detta sammanhang. I flera studier har män rapporterats ha signifikant kortare uthållighetstider än kvinnor vid samma relativa belastning (t ex Petrofsky & Phillips, 1980), men resultaten är inte entydiga (Rose, 2001a) och kan till del möjligen förklaras av skillnaderna i muskelfibersammansättning – kvinnor har lägre andel typ II än typ I.

En rad studier har utförts för att studera skillnader i uttröttnings mellan könen, t ex Yassierli & Nussbaum (2007) och Iridiastadi & Nussbaum (2006). Den sistnämnda ger också en överblick av resultat från andra studier om skillnader mellan kvinnor och män vad avser lokal trötthet, till exempel McGill et al. (1999), Nussbaum et al. (2001) och Hunter et al. (2004) som studerade lokal trötthet och där resultaten indikerar på könsskillnader vad gäller lokal trötthet i ländrygg, armbågsflexorer och skuldermuskler. Hicks et al. (2001) beskriver mekanismer som kan leda till könsskillnader, såsom muskelmassa, metaboliska processer, muskelmorfologi och neuromuskulär aktivering. Resultaten bland rapporterade studier är inte entydiga, och i en del fall motstridiga vad avser könsskillnader. Kvinnor har enligt Fulco et al. (1999) snabbare återhämtning av maximal styrka. Hatzikotoulas et al. (2004) redovisar resultat som är motstridiga med ovanstående, det vill säga att det inte finns könsskillnader vad avser muskeltrötthet. Andra, exempelvis Kumar et al. (2001), Bilodeau et al. (1992) och Pincivero et al. (2000) har visat på marginella könsskillnader. Clark et al. (2005) redovisar könsskillnader i quadriceps muskeln vad gäller neomuskulärt aktiveringsmönster. De använde sig av EMG-metodik och fann att kvinnor hade längre kraftuthållighet, högre relativ aktivering av muskler och större variation i kraftfluktuation i slutet av belastningen. De föreslår könsskillnader i muskelmetabolism som en förklaring för kvinnors längre uthållighet.

Könsskillnader i uthållighet och återhämtning som grundas på relativ belastning (% av MVC) kan misstolkas. Vid samma absoluta last (i N) visar sig skillnaderna i styrka tydligt. Det övervägs att vid modelleringen av Ergo-Index projektets Etapp 2 inkludera en faktor vad avser kön baserad resultaten från litteraturstudien, exempelvis genom att ta hänsyn till MVC och relativ belastning.

3.5 Psykosociala faktorer

”Begreppet psykosocial arbetsmiljö omfattar interaktion med samtliga komponenter i den totala arbetssituationen” (Thylefors, 2008). Ofta syftar man på de psykiska och sociala konsekvenserna som ett arbete medför (Thylefors, 2008). Litteraturstudien har inriktats på att hitta modeller som skulle kunna inkorporeras i en vidareutveckling av Ergo-Index, även vad avser psykosociala faktorer.

Det finns teorier och förklaringsmodeller för samband mellan psykosociala faktorer och hälsa. En av de mer kända är Karaseks Krav-Kontroll modell (Karasek, 1979) som vidareutvecklats till Karasek & Theorells Krav-Kontroll-Stöd modell (Karasek & Theorell, 1990). I Krav-Kontroll-Stöd modellen antas att höga krav, låg kontroll över det egna arbetet (litet beslutsutrymme) och svagt socialt stöd medför ökad risk för ohälsa eller att man mår dåligt, medan höga krav, stor handlingsfrihet/kontroll över det egna arbetet och starkt socialt stöd

upplevs som och är positivt. Möjligheterna att påverka den egna arbetssituationen och det sociala stödet man har kan enligt denna modell vara avgörande för om man känner arbetstillfredsställelse och mår bra eller inte. Flera studier har visat att låg arbetstillfredsställelse och höga psykologiska arbetskrav (hög psykosocial arbetsbelastning) utgör en riskfaktor för ökad dödlighet i cirkulatoriska sjukdomar (Theorell & Karasek, 1996). En annan teori är Herzbergs tvåfaktorteori (1967) som bygger på två typer av faktorer: *motivationsfaktorer*, såsom arbetet i sig, ansvar och kontrollen man har över sitt arbete (och som kan skapa trivsel när de finns) och *hygienfaktorer*, som innefattar förhållanden på arbetet såsom företagets organisation och ledarskap och fysisk arbetsmiljö (och som kan skapa vantrivsel om de inte finns). En följd av denna teori är att trivs man på arbetet känner man sig motiverad och är produktiv.

Det finns forskningsresultat som påvisat samband mellan fysiska och psykosociala belastningar (MacDonald et al., 2001). Larsmann (2006) redovisar resultat som tyder på signifikanta samband mellan den psykosociala arbetsmiljön och muskuloskeletal nack-/skulder- och ryggbesvär. Under psykiskt stressande situationer ökar aktiviteten i trapeziusmuskeln (Lundberg et al. 1994). Detta medför att psykiskt ansträngande arbeten med låga eller medelhöga belastningar kan vara skadliga då trapeziusmuskeln inte får vila (Sandsjö, 1997). Fortsatt empirisk forskning om arbetsrelaterad stress och muskuloskeletal symptom är viktig för ökad förståelse om detta område.

Åkerstedt et al. (2002) genomförde en studie bland nära 6000 friska kvinnor och män. De fann att höga arbetskrav och krav på fysisk prestation på arbetet är riskfaktorer för sömnstörningar, medan starkt socialt stöd minskar risken. Oförmåga att sluta oroa sig för arbetet på ledig tid ökade risken.

I en enkätundersökning fann Kiss et al. (2008) att följande faktorer påverkar behovet av återhämtning: Kön, muskuloskeletal skada, arbetspress, monotont arbete, socialt stöd från överordnade, heltidsarbete, otillfredsställande sociala kontakter och ålder. De ger också litteraturhänvisningar till resultat som visar på fysiska respektive psykosociala belastningar samt redogör för att sådana kan leda till hälsoproblem.

Under projektet gång har det diskuterats om det vore möjligt att i Ergo-Index modellen inkludera psykosociala faktorer, förslagsvis på liknande sätt som inom motivationsforskningens Self Determination Theory, SDT som bygger på grundläggande psykologiska behov). Enligt denna behöver behoven av kompetens, självständighet samt tillhörighet (med andra människor) fortlöpande tillfredsställas för att människan ska utvecklas och fungera på ett hälsosamt eller optimalt sätt (Deci & Ryan, 2000). The Basic Need Satisfaction at Work Scale (www.psych.rochester.edu/SDT) innefattar 21 påståenden som har med vår uppfattning om hur vi uppfattar oss och vår omgivning.

Vid vidareutvecklingen föreslås att en bedömning av de psykosociala arbetsförhållandena övervägs som en adderande faktor. Förslagsvis skulle man kunna inkludera upplevd kompetens, självständighet i arbetet samt tillhörighet (med andra människor) på arbetet (Kenttä, personlig kommunikation, 2008).

4 Resultat från försöksstudien

4.1 Persondata om de medverkande

Persondata för de medverkande ges i Tabell 2.

Tabell 2: Statistiska data för de medverkande

	Ålder [år]	Längd [cm]	Vikt[kg]	Maxkraft* [N]	År i yrket**
Medelvärde	22,6	181,3	79,6	755,5	5,7
Standardavvikelse	10,61	5,95	10,67	100,81	8,99
Största värde	49	191	100	940	30
Minsta värde	17	169	60	580	2

* normalfördelad enligt Kolmogorov-Smirnovs test

** antal år med erfarenhet av rörarbete.

4.2 Uthållighet

4.2.1 Försöksresultat

Uthållighetstider för de tre olika kraftnivåerna och de olika belastningscyklerna ges i Tabell 3.

Tabell 3: Statistiska data för uthållighetstider i sekunder för de tre olika kraftnivåerna.

Belastningsnivå	10 % MVC		30 % MVC		50 % MVC	
	Cykel 1	Cykel 2	Cykel 1	Cykel 2	Cykel 1	Cykel 2
Medelvärde	448,1	303,4	114,0	97,8	75,2	49,0
Standardavvikelse	131,2	115,0	37,4	29,1	20,6	16,0
Största värde	630	535	172	162	120	70
Minsta värde	260	120	62	60	50	20

Testning av normalitet gjordes med Kolmogorov-Smirnovs test, vilket visar på normalfördelning av uthållighetstiden för alla de tre nivåerna. Resultatet att försöksdata är normalfördelade medför att man kan använda parametriska statistiska metoder.

Resultaten visar att ju högre belastningsnivå desto kortare uthållighet (Tabell 3). De visar också att uthållighetstiden i belastningscykel 2 är kortare. Denna skillnad mellan uthållighetstiden vid den första och den andra belastningen är signifikant enligt Paired Sample t-test (2-tailed).

Under samtliga försök angav de medverkande var de kände mest obehag/trötthet/smärta under belastningen. Hela armen, överarmen och/eller skuldra angavs i 85 % av svaren som den eller de strukturer som de kände mest obehag/trötthet/smärta i. Hand och/eller underarm angavs i de resterande 15 % av svaren.

4.2.2 Regressionsanalys av uthållighetstiden

Regressionsanalys av uthållighetstiden har gjorts med olika ansatser - exponentiell, linjär och kvadratisk. Bäst överensstämmelse med försöksresultaten fås med ett exponentiellt samband mellan uthållighetstiden och MVC-nivån för de båda belastningscyklerna.

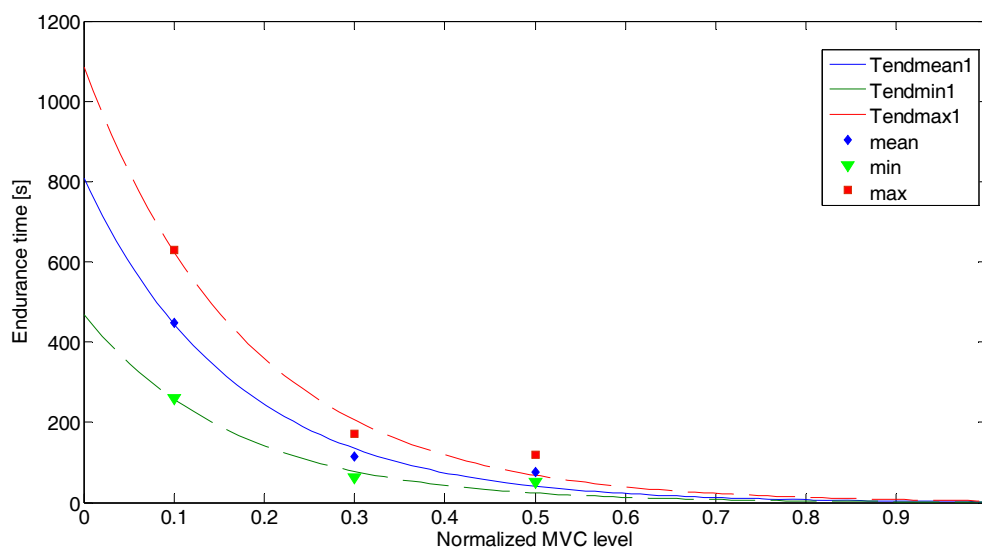
För belastning 1:

$$T_{\text{end1}} = 808 e^{-5,97 \cdot \text{MVC-nivå}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,815 \quad (1)$$

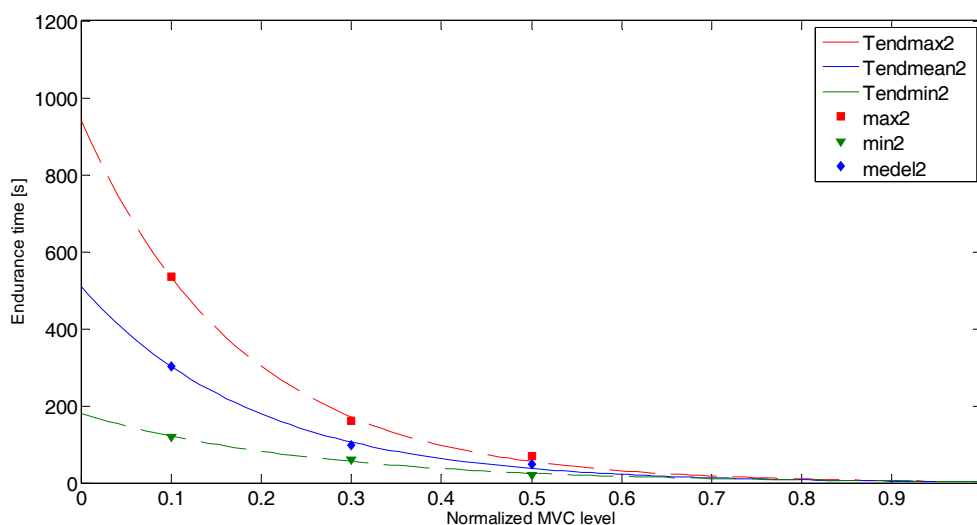
För belastning 2:

$$T_{\text{end2}} = 509 e^{-5,23 \cdot \text{MVC-nivå}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,735 \quad (2)$$

Som ett alternativ har regressionen genomförts med avseende på medelvärden respektive minsta och största värden för de tre kraftnivåerna. Då erhålls samband (3) – (8), se även Figur 5. Notera att konstanterna i ekv.(3) och (6) i stort sett är desamma som i (1) och (2).



Figur 5: a) Uthållighetstiden (T_{end}) som funktion av MVC-nivå för den första belastningscykeln enligt ekvation (3), (4) och (5) samt medelvärden respektive största och minsta värden från försöken.



Figur 5b) Uthållighetstiden (T_{end}) som funktion av MVC-nivå för den andra belastningscykeln enligt ekvation (6), (7) och (8) samt medelvärden respektive största och minsta värden från försöken.

För belastning 1:

$$T_{\text{endmean1}} = 808 e^{-5,97 \cdot \text{MVC-nivå}} \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,986 \quad (3)$$

$$T_{\text{endmin1}} = 468 e^{-5,97 \cdot \text{MVC-nivå}} \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,966 \quad (4)$$

$$T_{\text{endmax1}} = 1086 e^{-5,54 \cdot \text{MVC-nivå}} \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,975 \quad (5)$$

För belastning 2:

$$T_{\text{endmean2}} = 510 e^{-5,23 \cdot \text{MVC-nivå}}, \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,994 \quad (6)$$

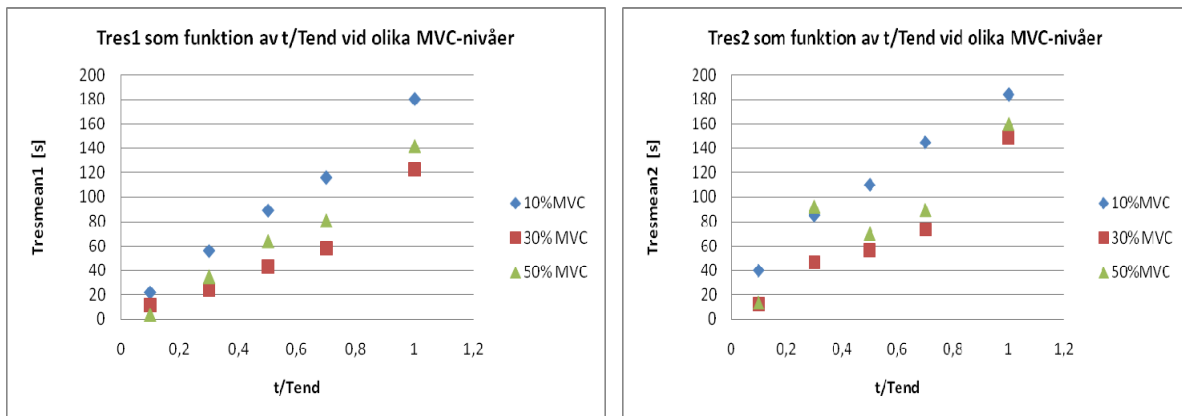
$$T_{\text{endmin2}} = 180 e^{-3,92 \cdot \text{MVC-nivå}}, \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,964 \quad (7)$$

$$T_{\text{endmax2}} = 941 e^{-5,67 \cdot \text{MVC-nivå}}, \text{MVC-nivå} \in [0, 1], \quad r^2 = 0,997 \quad (8)$$

4.3 Återhämtning

4.3.1 Försöksresultat

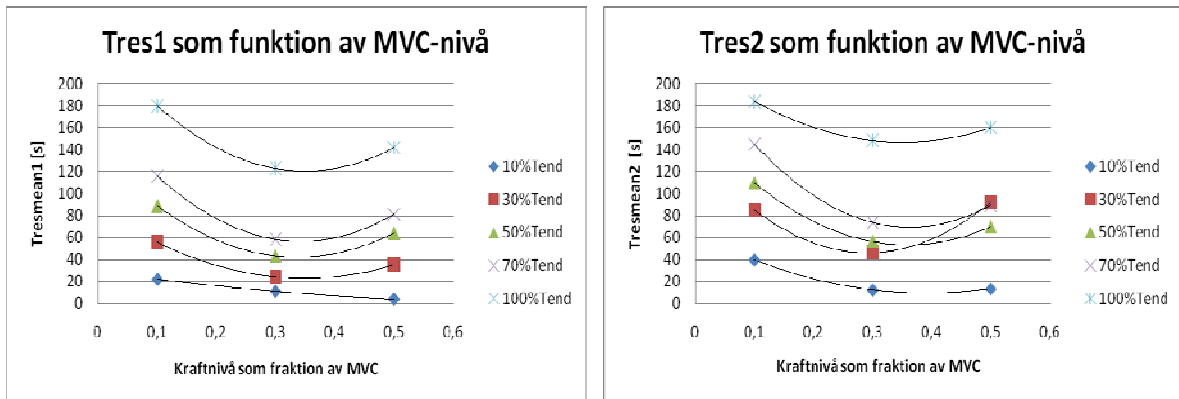
Försöksresultaten visar att vid var och en av belastningsnivåerna 10, 30 respektive 50 % av MVC ökar återhämtningstiden med ökande belastningstid, se Figur 6. Testning av normalitet med Kolmogorov-Smirnovs test visar på normalfördelning av återhämtningstiden för alla fall utom vid den kortaste belastningstiden ($t=0.1 \cdot T_{\text{end}}$). Återhämtningstider för de tre olika kraftnivåerna ges i Bilaga 1, Tabell B1.1.



Figur 6: Medelvärden av återhämtningstider, T_{res} , som funktion av den relativa belastningstiden.

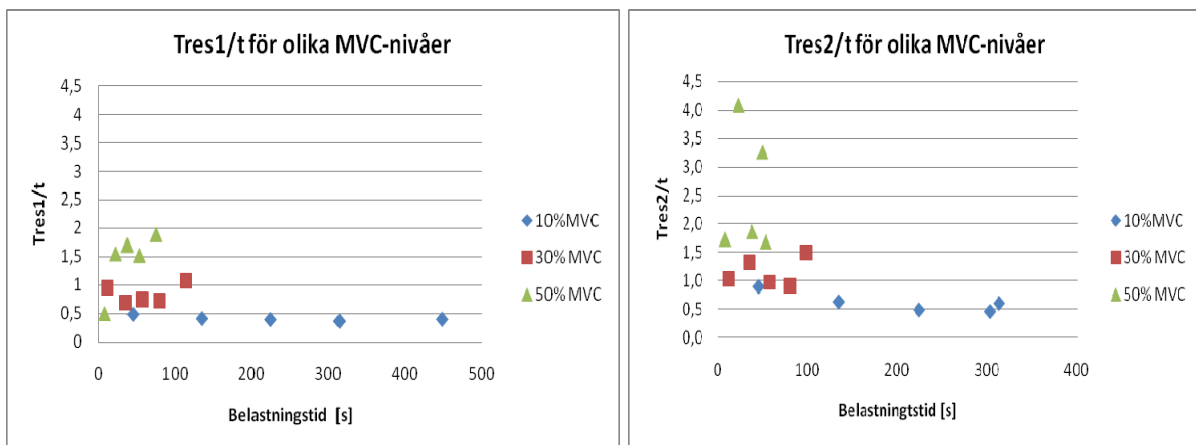
Resultaten i Figur 6 visar att återhämtningstiderna under den andra belastningscykeln är längre än efter den första. Denna skillnad är signifikant enligt paired sample t-test, 2-tailed.

Resultaten visar vidare att återhämtningstiden efter belastning proportionell mot uthållighetstiden är längre vid belastning motsvarande 10 % respektive 50 % av MVC än vid belastningsnivån 30 % MVC för alla fall utom vid den kortaste fraktionen av belastningstid, 10 % av uthållighetstiden, se Figur 7. Detta resultat är enligt författarens kännedom något som inte tidigare påvisats.



Figur 7:a) T_{res1} medelvärden som funktion av MVC och b) T_{res2} medelvärden som funktion av MVC.

Ur Figur 8a framgår att om man normerar återhämtningstiden med belastningstiden tenderar denna kvot att vara konstant, vilket innebär att återhämtningstiden är proportionell mot belastningstiden, med olika proportionalitetskonstant för olika belastningsnivåer. Trenden är tydligare för belastningscykel 1 än för cykel 2.



Figur 8: Återhämtningstid normerad med belastningstid för olika MVC-nivåer: a) cykel 1 och b) cykel 2.

4.3.2 Regressionsanalys av återhämtningstiden

Regressionsanalys har också gjorts av registrerade återhämtningstider med olika modellansatser - exponentiell, linjär och kvadratisk.. Bäst överensstämmelse fås med en exponentiell ansats för återhämtningstiden som funktion av MVC-nivån och belastningstiden.

För belastning 1:

$$T_{res1} = 28 e^{-0,92 \cdot MVC\text{-nivå} + 1,94 \cdot t/Tend}, \quad MVC\text{-nivå} \in [0, 1], \quad t/Tend \in [0, 1], \quad r^2 = 0,502 \quad (9)$$

För belastning 2:

$$T_{res2} = 40 e^{-0,60 \cdot MVC\text{-nivå} + 1,65 \cdot t/Tend}, \quad MVC\text{-nivå} \in [0, 1], \quad t/Tend \in [0, 1], \quad r^2 = 0,532 \quad (10)$$

Även här har regressionen också genomförts med avseende på beräknade medelvärden respektive minsta och största värden för de olika MVC-nivåerna och belastningstiderna. Då erhålls följande samband, som illustreras i Figur 9. Notera att ekvation (11) och (14) sammanfaller med ekvation (9) och (10).

För belastning 1:

$$T_{\text{resmean1}} = 28 e^{-0,92 \cdot \text{MVC-nivå} + 1,94 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,895 \quad (11)$$

$$T_{\text{resmin1}} = 3,6 e^{-1,44 \cdot \text{MVC-nivå} + 3,68 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,783 \quad (12)$$

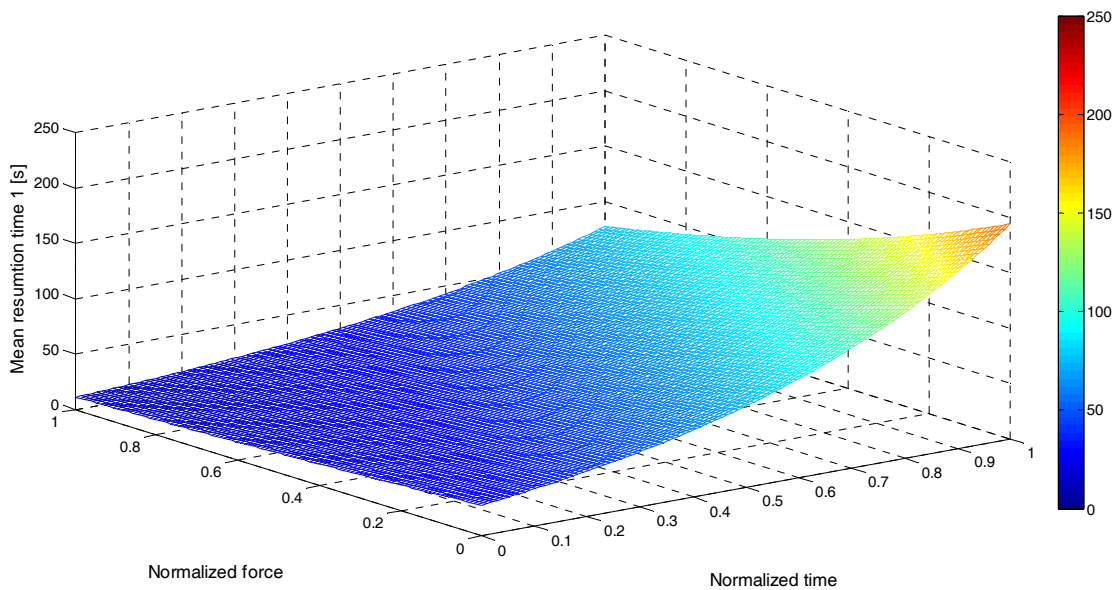
$$T_{\text{resmax1}} = 97 e^{-1,00 \cdot \text{MVC-nivå} + 1,25 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,759 \quad (13)$$

För belastning 2:

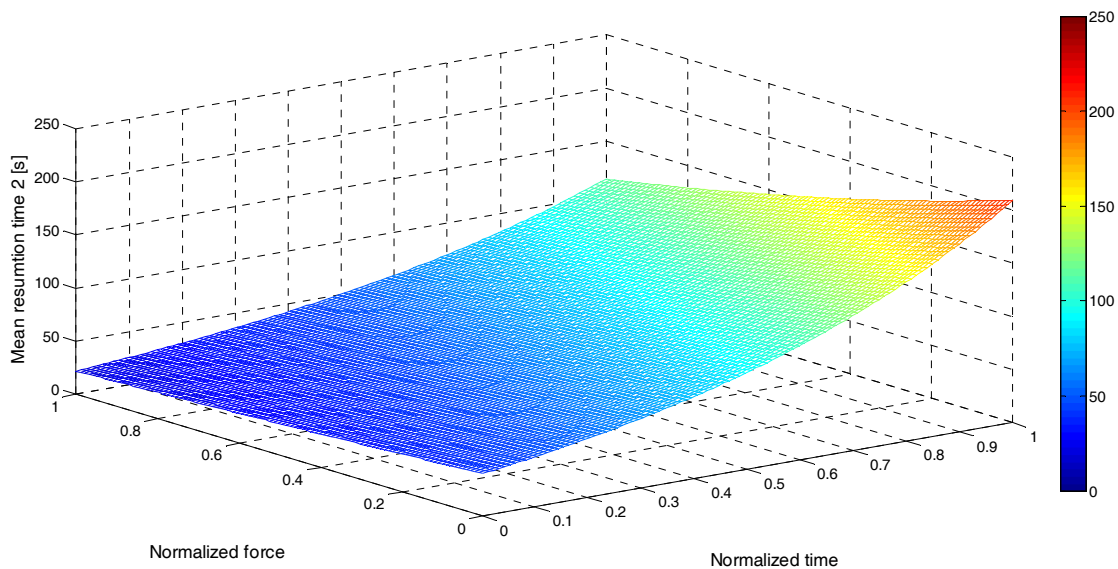
$$T_{\text{resmean2}} = 40,3 e^{-0,60 \cdot \text{MVC-nivå} + 1,65 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,894 \quad (14)$$

$$T_{\text{resmin2}} = 9,8 e^{-0,95 \cdot \text{MVC-nivå} + 2,40 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,766 \quad (15)$$

$$T_{\text{resmax2}} = 133,0 e^{-0,84 \cdot \text{MVC-nivå} + 0,90 \cdot t/\text{Tend}}, \quad \text{MVC-nivå} \in [0, 1], t/\text{Tend} \in [0, 1], r^2 = 0,802 \quad (16)$$

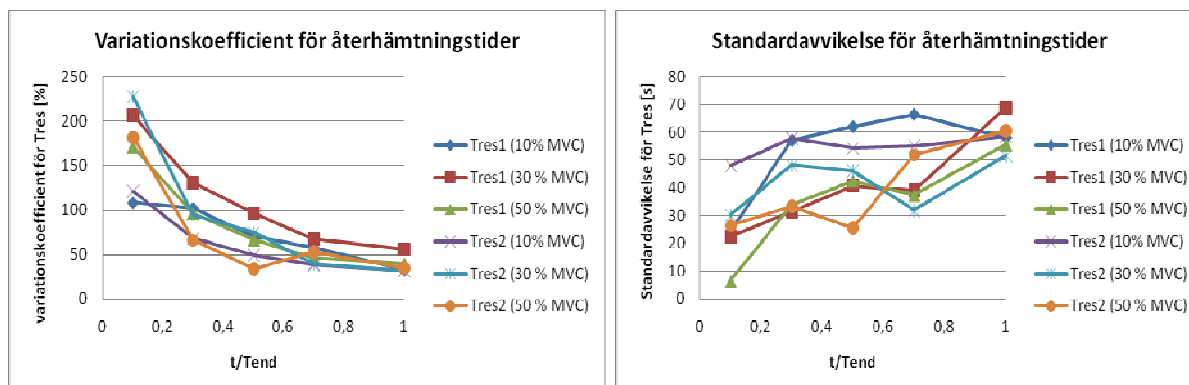


Figur 9a: Återhämtningstid (Mean resumption time 1, T_{resmean1}) efter belastningscykel 1 som funktion av belastningsnivå (Normalized force) och relativ belastningstid (Normalized time) enligt ekvation (11).



Figur 9b: Återhämtningstid (Mean resumption time 2, T_{resmean2}) efter belastningscykel 2 som funktion av belastningsnivå (Normalized force) och relativ belastningstid (Normalized time) enligt ekvation (14).

Spridningen i återhämtningstider åskådiggörs i Figur 10 som variationskoefficient samt standardavvikelse. Variationskoefficienten sjunker med ökad relativ belastningstid och vid långa belastningstider är spridningen i variationskoefficient relativt liten. Vid låga belastningsnivåer är standardavvikelsen större än vid höga nivåer och även större vid höga relativa belastningstider än vid låga.



Figur 10: a) Variationskoefficienten respektive b) standardavvikelsen för återhämtningstiderna, T_{res} .

4.4 Maxkraft (MVC)

Som beskrivits i avsnitt 2.2.2 mättes maxkraften fem gånger under varje försök: före varje försök (F_0) samt vid slutet av varje belastning respektive återhämtning under de båda cyklerna. I Tabell 4 redovisas maxkraftdata. Resultaten visar att MVC i medel efter belastningarna är 7 % lägre än F_0 . Skillnaderna är signifikanta. Direkt efter återhämtningsperioderna hade MVC återhämtats till ursprungsnivån och till och med något högre, vilket kan förklaras av bland annat ökad muskeltemperatur.

Tabell 4: Uppmätta maxkrafter före samt under belastningscykel 1 respektive 2.

Kraftmätning	Medel-värde [N]	standard-avvikelse	Största värde[N]	Minsta värde [N]
Maxkraft innan försök	644	80,1	800	480
Maxkraft vid slut av belastning 1	595	80,4	770	400
Maxkraft vid slut av belastning 2	597	87,2	760	390
Maxkraft vid återhämtningstid 1	652	74,8	780	510
Maxkraft vid återhämtningstid 2	652	67,9	760	540

4.5 Sammanfattning av resultaten från försöksstudien

Huvudresultaten från försöksstudien och analysen är:

- Kolmogorov-Smirnovs test har påvisat att såväl krafter som uthålligheten är normalfördelade. Återhämtningstiderna påvisades också vara normalfördelade, förutom efter de kortaste belastningstiderna (10 % $t/Tend$).
- Uthållighetstiderna efter belastning 2 är signifikant kortare och återhämtningstiderna signifikant längre jämfört med cykel 1, vilket indikerar ackumulerad trötthet efter cykel 1.

- Exponentiella samband mellan uthållighetstid och belastningsnivå har tagits fram med hjälp av regressionsanalys har tagits fram med hjälp av regressionsanalys. Modellen beskriver försöksdata relativt väl med r^2 kring 0.8.
- Exponentiella samband för återhämtningstiden som funktion av belastningsnivå och relativ belastningstid har tagits fram med hjälp av regressionsanalys. Modellen beskriver försöksdata acceptabelt väl med r^2 kring 0,5. Modellen är unik i sitt slag, enligt vad författaren fått fram i litteraturstudien.
- Återhämtningstiden är längre för belastningar motsvarande 10 % av MVC än vid 30 %. Sådana data har, enligt författarens kännedom, inte rapporterats tidigare. Däremot, om man normerar återhämtningstiden med belastningstiden tenderar denna kvot att vara konstant, vilket innebär att återhämtningstiden är proportionell mot belastningstiden med olika proportionalitetskonstant för olika belastningsnivåer.
- Trenden är tydligare för belastningscykel 1 än för cykel 2.
- Återhämtningstiden är även längre efter belastningar motsvarande 50 % av MVC än vid 30 %, vilket medför att återhämtningstiden som funktion av kraftnivån för ett U-format utseende (se Figur 7).
- Variationskoefficienten (relativ standardavvikelse) för återhämtningstiden sjunker med ökad belastningstid och vid långa belastningstider är spridningen i variationskoefficient relativt liten.
- Maxkraften sjunker något (7 %) vid belastning och är ungefär i nivå med F_0 efter återhämtning Skillnaderna är signifikanta.

5 Belastningsskaderisker och rekommendationer för att minska arbetsskaderisker bland byggnadsarbetare

Under projektet gång har det framkommit önskemål om att denna rapport även ska innehålla information om belastningsskaderisker och hur man kan verka för att minska dem. Sådan information ska kunna användas *som grund* vid framtagning av en skrift för såväl blivande som för verksamma byggnadsarbetare. I en sådan skrift skulle praktiska rekommendationer kunna illustreras med verkliga exempel från rör- och byggbranschen.

I detta kapitel ges en sammanställning av relevanta risker och rekommendationer för att minska dem, utöver det som redan redovisats i kapitel 3. Denna sammanställning utger sig inte för att vara heltäckande utan bygger på författarens erfarenheter inom området samt material från litteraturstudien. En del av texten i detta avsnitt är hämtad från rapporten om pressmaskiner för VS-arbete (Hallén & Rose, 2006).

5.1 Belastningsskaderisker

Som redan beskrivits i avsnitt 1.1 anses de främsta faktorerna vid utvecklande av belastningsskador vara belastningens storlek och art, arbetsställningen, belastningstiden och återhämtningstiden, samt relationen mellan arbete och paus (Putz-Andersson, 1988), men många andra faktorer anses också påverka skaderiskerna. Exempel på sådana är vibrationer, belysning, arbetsteknik, fritidsaktiviteter och psykosociala och organisatoriska faktorer såsom stress och trivsel. Det finns risk att utveckla belastningsskador vid cyklisk/upprepad belastning, genom att det uppstår krypning i viskoelastiska vävnader orsakade av ”mikroskador” på kollagena fibrer i vävnaden. Dessa skador framkallar en akut inflammation för att främja läkning. Vid otillräcklig vila och fortsatt belastningsexponering kan den akuta inflammationen bli kronisk och leda till neuromuskulära skador (t ex Hoops et al., 2007; Sbriccoli et al., 2005).

Skadeorsaker

Rörelse och användning av muskelstyrka är i grunden positivt. Det är när belastningarna sker i ergonomiskt olämpliga arbetsställningar, upprepas med hög repetitivitet eller är långvarigt statiska och när olika strukturer i kroppen får för kort tid för vila och återhämtning som risken för skada ökar. Repetitiva rörelser och kroppsställning har samband med muskuloskeletala besvär och riskfaktorer (Kilbom, 1994). Skaderisken ökar om belastningen ökar och kan minskas genom att ge tid för avslappning (Hagberg, 1988). Pauser kan ha större påverkan än belastningens storlek för besvärens uppkomst (Hägg, 2001) och många forskare anser att det finns ett samband mellan muskeltrötthet och belastningsskador (t ex Hagberg et al., 1995). Men, sambanden mellan akuta upplevelser såsom obehag, trötthet och smärta och långvariga kroniska effekter är fortfarande oklara och som tidigare nämnts anses olika mekanismer vara kopplade till trötthetseffekter vid långvarig låg belastning än vid kortvarig hög belastning. Vad som händer i detalj vid trötthet är fortfarande okänt. Trötthet är en signal att vila och smärta är en varning för att vävnad kan skadas. Det verkar inte finnas någon undre gräns för belastningsnivå under vilken belastning inte medför trötthetseffekter (Sjøgaard et al., 1986).

Vid dynamiskt arbete syns en påverkan på blodcirkulationen redan vid 15 % MVC och den upphör helt vid 40 % MVC (Hagberg, 1988). Detta stöder att uthålligheten minskar ju tyngre arbetet är och lyftkapaciteten minskar vid arbete över axelhöjd (Rose, 2001a). Vid otillräcklig vila minskar uthålligheten, kraften, precisionen, mm. Man får ackumulerad trötthet i muskeln som försämrar prestationen.

Belastning

Belastning beror av kroppens egenvikt samt yttre krafter från t ex en bormaskin i kombination med kroppens ställning. Även lättare bördor kan vara belastande då t ex armens egenvikt bidrar till belastningen (Hagberg, 1988). Belastningen påverkar musklerna och ledernas ledband, senor och brosk. Momentet i leden ökar med belastningens horisontala avstånd från kroppen.

Det finns indikationer på att man vid höga belastningsnivåer lättare känner när det är dags att vila för att slippa belastningsbesvär, medan det vid låga belastningsnivåer möjligen saknas denna typ av varningssignal (Hägg, 2007). Därför är det sannolikt viktigare att belysa samband mellan belastning och återhämtningsbehov vid låga belastningsnivåer. Det finns också en trend att flertalet arbetsuppgifter går mot mer monotoni och systematik vilket begränsar möjligheten till spontana pauser vid behov, speciellt som man försöker minska "tidsspill" (Mathiassen, 2006). Det är med detta som perspektiv viktigt att utveckla en metod som kan användas som ett verktyg för att välja mest lämpliga arbetsmetod där hänsyn även tas till människans återhämtningsbehov. I bedömning av arbete bör flera aspekter tas hänsyn till, inte bara ett mått på medelxponering. Graden av variabilitet och repetitivitet påverkar även arbetssituationen.

Arbetsställning

Flera studier visar på korrelation mellan olämpliga arbetsställningar och skaderisker. Med evolutionär utgångspunkt redogör Kumar (2002) för konsekvenserna av de fysiska krav som ställs på människokroppen/ryggen i industriarbete och som resulterar i hög förekomst av ryggsador. Arbetares morfologiska och mekaniska begränsningar medverkar till sårbarheten. Av ryggsadorna är 60 % förknippade med bålrotation. Han beskriver en schematisk mekanisk modell för ryggraden baserad på egenskaper hos de ingående strukturerna där kollagent material (ligament, ledkapslar, och liknande) och ben och muskler samt brosk modelleras på olika sätt. Han hävdar att för att kunna minska ryggsadorna måste kunskapen om de ingående strukturerna i bålen öka och sedan kombineras.

I byggbranschen är det vanligt med arbete i flekterade arbetsställningar. Exempelvis vid najning av armeringsjärn på bjälklag förekommer arbetsställningar i dubbelvikt kroppsposition. Arbete i flekterade arbetsställningar anses öka risken för skada (t ex NIOSH, 1997) och flera studier påvisar effekter redan efter ca 10 minuters flektion (Solomonow et al., 2003; Miller & Fathallah, 2006). Sbriccoli et al. (2005) redovisar resultat där ett arbete-pausmönster på 1:1 (arbete: paus) i statisk flektion upp till 1 timme inte leder till tecken på skador enligt deras mätmetodik, medan 1:0,5 gör det.

Obehag och smärta är en varningssignal och anses vara en indikation på ökad risk för skada, exempelvis anger Carey & Gallwey (2005) att obehag verkar vara lämpligt mått för möjlig skadlig effekt av ledvinkeldeviation.

Tidsaspekter

Relationen mellan tiden för belastning och möjligheten att återhämta sig påverkar risken att utveckla en belastningsskada. Detta projekt har huvudfokus på att samla kunskap om återhämtningsbehov för att minska belastningsskaderisken och huvuddelen av litteraturstudien i kapitel 3 har omfattat genomgång av litteratur om tidsaspekter.

Psykosociala faktorer och organisation av arbete

På senare tid har de psykosociala förhållandena, såsom arbetsbelastning och krav, kontroll och socialt stöd på arbetet, förts fram som faktorer för utveckling av belastningsbesvär (t ex Theorell & Karasek, 1996; Menzel, 2007; Ferreira & Saldiva, 2002).

Hög motivation kan medföra att man fortsätter arbeta trots starka trötthets- och obehagssignaler i kroppen. Ackordslönesystem är en såväl motiverande som stressande faktor som medför att man inte tar paus fast kroppen signalerar att man borde göra det. De artiklar som påträffats i litteratursökningen om ackordslön indikerar att ackordslönesystem medför ökad risk för skada. Exempelvis redovisade Gravseth et al. (2006) resultat av en undersökning av 50 allvarliga olyckor i norska byggbranschen som medfört allvarliga personskador. En av de huvudriskfaktorerna som identifierats var tidspress och mer än en tredjedel av de skadade angav att tidspressen bidragit till olyckan. Gravseth et al. hävdar att olycksfallsrisken som orsakas av tidspress kan reduceras genom att undvika kontrakt med ackordsystem. Lacey et al. (2007) undersökte ackordets effekt på muskuloskeletala besvär och hälsa generellt med en enkät bland 10 000 medborgare i Storbritannien. De drog slutsatsen att ackordsarbete associerades med sämre fysisk hälsa och fler smärtande kroppsområden (hand, arm och armbåge). Poyhonen (1977) fann i en finsk studie att ackordslön hade negativt inflytande på arbetstagares välmående. Författaren fann starkt stöd för kravet att ändra lönesystem från ackord till månadslön. Tappin et al. (2008) redovisade resultat från en studie i den Nya Zeeländska köttindustrin, där ackordsarbete är ett vanligt lönesystem. De slår fast att lönesystem som uppmuntrar arbete i högt tempo utgör en barriär mot rotation och andra åtgärder som kan minska riskerna för belastningsskador, såsom längre återhämtningstid.

Olika typer av ackord kan öka arbetstakten och minska möjligheten till pauser. Krav på precision vid manuellt arbete ökar muskelaktiviteten i skuldermuskulaturen och stress ökar ytterligare anspänningen (Hägg, 2001).

5.2 Rekommendationer

Belastning

I litteraturen finns flera rekommendationer för att försöka förebygga belastningsskador. I den belastningsergonomiska föreskriften AFS 1998:1 finns bedömningsmodeller som grund för att utvärdera om arbetet är *acceptabelt*, *bör utredas närmare* eller är *olämpligt*, samt en checklista med riskfaktorer på arbetsplatser. I dessa modeller beskrivs arbete i eller över

axelhöjd som olämpligt för axlarna och böjd och vriden rygg samt ostabilt underlag som olämpligt för ryggen. Vidare föreskrivs att en börda ska väga under 7 kg och hållas inom ett avstånd på maximalt 30 cm från kroppen, alternativt under 3 kg och då hållas på max 45 cm avstånd från kroppen. Förekommer förvärrande faktorer rekommenderas lägre vikter. Förvärrande faktorer kan vara att bördan ska bäras en längre sträcka, att objektet är svårt att greppa eller att arbetstagaren har otillräckliga fysiska förutsättningar.

Iridiastadi & Nussbaum (2006) föreslår kriterier för en acceptabel belastning: den subjektiva skattningen av obehag/trötthet bör inte överstiga en viss nivå, förslagsvis ”5” (starkt) på Borgs CR-10-skala, respektive att maxkraften under arbete bör ej sjunka med mer än 10 %. Stover Snook har i en rad publikationer redovisat förslag på maximala belastningar i olika belastningssituationer varav en del återfinns i relativt lättanvända i tabeller (t ex Snook & Ciriello, 1991). Dessa har använts vid utformning av industriarbete under många år och finns också i datorprogram, till exempel det biomekaniska beräkningsprogrammet ALBA från Linköpings tekniska högskola.

Arbetsställning

Det råder allmänt samförstånd om att arbete i eller över axelhöjd är olämpligt för rygg, axlar och nacke. Sådana arbetsställningar anses till och med vara bland de sämsta, då de orsakar skador på grund av överansträngning på överkroppen. Dessa arbetsställningar återfinns i t ex installationsarbeten inom byggbranschen (Rose, 2001a). I AFS 1998:1 står det dessutom att långvarigt eller ofta förekommande arbete med böjd eller vriden bål, liksom med händerna över axelhöjd eller under knähöjd ska undvikas. Även Kumar (2002) rekommenderar att vridna och böjda arbetsställningar bör undvikas. Han konstaterar att 60 % av ryggskadorna är förknippade med bålrotation.

Resultaten från Hallén & Rose-studien om rörmontörers arbetssituation (2006) visade att arbete i tak med pressmaskin för fogning av rör medför förhöjda skaderisker. Arbetsställningen är olämplig ur ergonomisk synpunkt ur flera aspekter p.g.a. arbetshöjd och i en del fall arbetsavstånd. Knäna är en kroppsdel som påverkas vid arbete under knähöjd. VS-montörer står ofta på knä, vilket leder till ökad belastning och risker för knäskador.

Kumar (1987) anger att leder i eller nära sina ytterlägen ökar risken för belastningsskada och Drury (1987) föreslår en riskbedömning enligt fyra zoner av rörelseomfånget i en led (ROM, Range of motion) enligt följande indelning:

- 0: 0% - 10% - ingen risk
- 1: 10% - 25% - liten risk
- 2: 25% - 50% - måttlig risk
- 3: över 50% - allvarlig risk

Denna skulle kunna användas som en enkel metod i arbetet med att identifiera olämpliga ledvinklar i arbetsställningar.

För kraftigt flekterade arbetsställningar, det vill säga arbetsställningar i dubbelvikt kroppsposition föreslås ett tidsförhållande arbete-paus på 1:1 enligt Sbriccoli et al.(2005)

respektive 1:2 enligt Hoops et al.(2007) för att förebygga skador. Utformas arbetet så att man efter flekterat arbete utför arbetsuppgifter i andra arbetsställningar, kan man samtidigt få en återhämtning i de strukturer som belastats under det flekterade arbetet.

Bättre arbetsställningar, främst genom att undvika arbete i extrema ställningar, med leder i eller nära ytterlägen, samt vridna och böjda arbetsställningar skulle minska skaderiskerna. Det finns många exempel på fysikaliska arbetsmiljöfaktorer som påverkar arbetsställningar och belastningen. Det rekommenderas att arbeta från stadiga säkra arbetsplattformar istället för stegar för att minska risken för fallskador . Dessutom bör synergonomiska krav (god belysning och goda synförhållanden) tillgodoses.

Tidsaspekter

Det är dock viktigt att i bedömningen av arbete även ta hänsyn till tidsaspekterna. Exponeringstiden, men också hur ofta arbetet utförs, hur mycket man kan återhämta sig mellan påfrestande arbetsmoment spelar roll vid sammanvägningen av den ergonomiska analysen. Vid jämförelse av olika metodik för fogning av rör fann t ex Hallén & Rose (2006) att den muskuloskeletala belastningen är högre vid pressning än vid svetsning/lödning, men fogningstiden är kortare, varför den totala belastningen måste värderas med hänsyn tagen till tidsaspekterna.

Verktyg

Vid utformning av handverktyg ska de ur ett ergonomiskt perspektiv oftast vara så lätta som möjligt för att tillföra så liten yttre belastning som möjligt. Ett undantag är om verktygets tyngd är en förutsättning för dess funktion, t ex en hammare. Verktygsvikten buren av operatören rekommenderas vara mindre än 2,3 kg (Mital & Kilbom, 1992). Verktygets tyngdpunkt ska ligga så nära handleden som möjligt för att begränsa vridmomentet i denna. Det ska även ge möjlighet till en bibehållen neutral handledvinkel och att undvika statiska positioner med höjd arm och skuldra (Lindqvist, 1998). Lättare och bättre utformade maskiner/utrustningar skulle minska den fysiska belastningen.

Utbildning

Utbildning är viktigt för att medvetandegöra och förklara riskfaktorer för personskador. En studie på Bravida 2005 (Morin, 2005) visade att 86 % av montörerna som använde pressmaskiner inte hade utbildning på hur maskinen ska användas och underhållas. I en studie av Previa och NVS Installation (Nennedal & Frodell-Santikos, årtal okänt) kartlades belastningar och risker för VVS montörer. Denna studie kan användas för att medvetandegöra riskerna såväl bland befintliga montörer som i utbildning av blivande montörer.

Framtagning och spridning av informationsmaterial om metoder och ergonomi för specifika arbetsmoment, speciellt sådana som medför ergonomiska riskfaktorer, skulle kunna vara en hjälp vid företagens systematiska arbetsmiljöarbete. Sådant informationsmaterial bör påvisa och illustrera exempel på hur man kan utföra arbetet på ett säkert och ergonomiskt gynnsamt sätt.

6 Diskussion

6.1 Metoder och medverkande

I försöksstudien användes subjektiva skattningsmetoder för bedömning av obehag/trötthet/smärta samt ansträngningsgrad. Såväl uthållighetstiden som återhämtningstiden bedömdes av de medverkande. Iridiastadi & Nussbaum (2006) påvisade god överensstämmelse mellan subjektiv skattning och objektiva trötthetsmätningar med kraftmätningar och med EMG-teknik, vilket visar att subjektiva skattningar är användbara för bedömning av lokal trötthet. Lin, Radwin & Snook (1997) fann mycket stark korrelation mellan subjektiv skattning och biomekaniska data i en studie av repetitivt dynamiskt arbete, vilket bekräftar att subjektiva skattningsmetoder är lämpliga i den här aktuella typen av studier. I den här beskrivna försöksstudien användes dessutom objektiva metoder för att bestämma kraft och tid.

Rose et al. (2001) fann stora skillnader vad avser uthållighet och återhämtning mellan byggnadsarbetare och sjukhuspersonal vid uthållighetsförsök i dubbelvikt arbetsställning (vanlig vid najning av armeringsjärn). Byggnadsarbetarna hade 67 % längre uthållighetstid och 17 % kortare återhämtningstid än övriga. Vid urvalet av medverkande till den nu aktuella försöksstudien lades vikt vid att de hade erfarenhet av rörarbete. Därför medverkade studenter och yrkeserfarna lärare från en gymnasieskola för blivande rörmontörer i studien. Såväl studenterna som lärarna hade erfarenhet av rörarbete. Studenternas utbildning innehåller en stor andel praktik och lärarna hade lång yrkeserfarenhet som rörmontörer. Vid modellutveckling och vid tillämpning av trötthets- och återhämtningsmodeller bör hänsyn tas till kunskap om skillnader mellan erfaren och icke erfaren arbetskraft.

6.2 Försöksresultat

Maximal kraft

De signifikanta skillnaderna (7 %) mellan maxkraften före respektive direkt efter belastningarna är ett tydligt tecken på en trötthetseffekt av belastningen. Efter återhämtningsperioderna återhämtas MVC till en nivå något högre än ursprungsnivån. Denna ökning kan förklaras av ökad muskeltemperatur (Sahlin, 2008; Yassierli et al., 2007).

Uthållighetstid

Uthållighetstiden fanns avta exponentiellt med ökande belastning vilket är i linje med andra rapporterade resultat (t ex Rose, 2001a; Mathiassen & Åhnsberg, 1999; Manenica, 1986). Den här presenterade uthållighetsmodellen ligger också nära andra dokumenterade empiriska modeller enligt en översikt av Ma et al. (2008).

Återhämtningstid

Även för återhämtningstiden som funktion av last och belastningstid befanns exponentiella funktioner ge bättre "fit" till försöksdata vid regressionsanalys (högst r^2 värden) än motsvarande linjära eller kvadratiske modellansatser. Rose et al. (2001) fann att exponentiella

samband mellan återhämtningsbehov och armbågsmoment vid passiv ledbelastning gav bättre överensstämmelse än linjära, logaritmiska respektive potensansatser.

Återhämtningstiden minskar generellt med minskande belastning för att sedan öka igen vid låga belastningar (10 % MVC) enligt Figur 7. Dessa resultat är intressanta och så vitt författaren och referensgruppens medlemmar vet, något som inte tidigare påvisats vetenskapligt.

Märk att om man istället illustrerar återhämtningstid normerad med belastningstid, som i Figur 8, blir bilden en annan. Med sådan normering framgår att återhämtningstiden är tämligen proportionell mot belastningstiden och ökar dessutom i stort sett linjärt med ökad belastning. Denna proportionalitet är mer uppenbar i den första belastningscykeln än i den andra. Uppenbarligen är belastningstiden en central parameter för uppskattning av behovet av återhämtning. Dessa resultat bedöms vara användbara vid den fortsatta modelleringen av Ergo-Index och kommer att analyseras vidare i projektets Etapp 2.

Det finns flera möjliga förklaringar till resultaten i Figur 7. En förklaring är att vid låga kraftnivåer är uthållighetstiden längre och en given relativ belastningstid, t/T_{end} , innebär längre reell belastningstid, vilket medför längre återhämtningstid. En annan är att vid låga belastningsnivåer utvecklas sannolikt central trötthet (Sahlin, 2008), se sammanställningen i avsnitt 3.1. Dessutom angav de medverkande i 85 % av svaren att mest obehag/trötthet/smärta uppstår i hela armen, överarmen och/eller skuldran, mot att endast 15 % av svaren angav handen och/ eller underarmen, vilket tyder på att kroppsställningen i sig med rak arm i ögonhöjd, bidrar till belastningen. Samtliga tio medverkande anger att obehaget främst uppstår i hela armen vid låga belastningar och lång belastningstid (10 % MVC, $t=100\% T_{end}$), medan bara fem anger hela armen vid höga belastningar (50 % MVC, $t=100\% T_{end}$). Motsvarande siffror för skuldra/axel är fyra vid låga och åtta vid höga belastningar. Detta indikerar att de strukturer som begränsar uthålligheten är olika för olika belastningsnivåer, armen utsätts för relativt sett större belastning vid låga belastningsnivåer. En bidragande orsak är den anspänning i armens vävnader som uppstår vid greppning av handtaget. Vid modellutvecklingen i Etapp 2 skulle man kunna ta hänsyn till belastningsnivån och olika mekanismer som uppträder vid låga respektive höga belastningsnivåer. De bakomliggande mekanismerna kommer att diskuteras vidare i referensgruppen i Etapp 2 av detta projekt.

Den vertikala belastningen i skulderpartiet på grund av armens egentynghet kan i de genomförda försöken uppskattningsvis röra sig om i storleksordningen 3 % av MVC. Ulin et al. (1993) fann att vid skruvarbete i axelhöjd upplevdes och mättes skuldran och överarmen mest belastade. Rose (2001b) fann att vid simulering av skruvarbete i ögonhöjd upplevde de medverkande obehag/trötthet/smärta främst från Biceps Brachii muskeln i överarmen. Således kan förklaringar till resultatet i Figur 7 vara olika trötthetsmekanismer vid olika belastningsnivåer, påverkan av reell belastningstid samt arbetsställningen i sig.

De signifikanta skillnaderna i uthållighetstid och återhämtningstid mellan cykel 1 och cykel 2 kan tolkas som att de inte varit helt återhämtade. De medverkande uppvisade tecken på

ackumulerad trötthet. En ansamling av trötthet orsakad av otillräcklig vila kan på sikt leda till belastningsskada. Dessutom kan hög motivation leda till att man inte tar tillräcklig paus för återhämtning.

Spridning i resultaten

Uthållighetstiderna uppvisar något större spridning för de andra belastningscyklerna än för de första, vilket medför lägre r^2 värde vid kurvanpassning av dessa data, se avsnitt 4.2.2. En förklaring är att belastningscykel 2 startar när den medverkande bedömer sig vara så pass återhämtad att han skulle fortsätta arbeta. Det kan vara svårt att uppskatta när man är återhämtad, vilket i sin tur påverkar graden av återhämtning mellan olika individer. Denna spridning i återhämtningsgrad vid början av belastningscykel 2 ökar spridningen i uthållighetstid för denna belastning.

För återhämtningstiderna är den relativa spridningen som störst för korta belastningstider. Dessutom är spridningen något mindre för cykel 2 än för cykel 1, se Figur 10 a.

Effektmått

I projektet har det diskuterats om det vore lämpligt att presentera återhämtningstiden T_{res} som en funktion av någon typ av effektmått, till exempel som medelvärdet av skattningen av obehag/trötthet under belastningstiden gånger belastningstiden t i sekunder. I Figur B1.1 i Bilaga 1 presenteras återhämtningstiden som funktion av medelvärdet av skattningen av obehag/trötthet under belastningstiden t i sekunder. Ett alternativ vore att presentera T_{res} som Relative Dose = MVC-nivå $\cdot t/T_{end}$, eller som Absolute Dose = MVC-nivå $\cdot t$. Det är dock tveksamt om det är lämpligt att införa sådana mått, eftersom resultaten från försöken och litteraturstudien tyder på att olika mekanismer ligger bakom trötthetsutvecklingen vid låga respektive vid höga belastningsnivåer.

Låga belastningsnivåer

Som redovisats i avsnitt 5 finns det indikationer på att man vid höga belastningsnivåer lättare känner när det är dags att vila för att slippa belastningsbesvär, medan det vid låga belastningsnivåer möjligen saknas denna typ av varningssignal (Hägg, 2007). Det kan finnas en risk att man vid låga belastningsnivåer överskattar sin förmåga att arbeta på ett för kroppen säkert sätt och att man tar inte paus i tid.

Normalfördelning

Resultaten med Kolmogorov-Smirnovs test påvisade att såväl krafter som uthålligheten är normalfördelade. Återhämtningstiderna påvisades också vara normalfördelade, förutom efter de kortaste belastningstiderna (10 % t/T_{end}). Det sistnämnda skulle kunna förklaras av att belastningstiden var så kort i dessa fall att de medverkande inte hann utveckla obehag/trötthet.

Resultat från litteraturstudien

Relevant information har erhållits i litteraturstudien och dessa resultat kommer att användas vid arbetet med modellutvecklingen i Etapp 2.

Generaliserbarhet

Resultaten kan anses vara giltiga för den typ av arbetsställning som försöken genomfördes i: den medverkande utvecklade en kraft genom att trycka på ett handtag i ögonhöjd på en armlängds avstånd framför kroppen. Denna typ av arbetsställning är vanligt förekommande i byggbranschen. För att standardisera försöken valdes en sittande ställning med fixering av höft och bål. Resultaten presenterade här kan inte antas gällande för andra arbetsställningar. Ma et al. (2008) redovisade olika uthållighetsförlopp beroende på bland annat arbetsställning. Vid modelleringen av den nya Ergo-Index modellen övervägs att beakta sådana skillnader.

6.3 Frågeställningar inför modelluppbyggnad och modellering

I Etapp 2 kommer modelluppbyggnad att ske av den nya Ergo-Index modellen. I detta arbete övervägs vilka faktorer som bör inkluderas i modellen och på vilket sätt. En frågeställning är hur detaljerad modellen bör vara. En möjlighet är att införa olika nivåer i modellen som väljs med hänsyn tagen till användarkompetens. I modellen vore det lämpligt att införa ett spridningsmått för resultatdata, till exempel motsvarande de tre ekvationerna i Figur 5. Även etiska frågeställningar samt utformningen av användargränssnitt kommer att ingå i arbetet med Etapp 2. Centralt för modellutvecklingen är modellering av följande faktorer:

- *kraftnivåer och belastningstider*: Dessa är centrala vid modelleringen av den nya modellen.
- *arbetsställningar*: vid modelleringen bör arbetsställningar ingå, liksom i tidigare Ergo-Index modell. Dock skulle det vara möjligt att inkludera faktorer som böjda eller vridna arbetsställningar eller leder i ytterlägen. Resultat från litteraturstudien kan användas i detta arbete.
- *vana/avlastning*: På liknande sätt som i den nuvarande Ergo-Index modellen kan vana/avlastning inkluderas i den nya modellen.
- *ackumulerad trötthet*: Möjligen kan sådan modelleras baserat på egna och andras resultat.
- *kön*: Hänsyn kan tas till skillnader i styrka. Det är dock tveksamt om någon annan faktor för uthållighet/återhämtning eller risk att skadas bör tas med, eftersom det inte råder konsensus om eventuella könsskillnader för de här aktuella parametrarna.
- *ålder*: Det vore görligt att modellera även med hänsyn tagen till ålder, men detta har lägre prioritet än andra faktorer, eftersom andra faktorer bedöms ha större betydelse i detta sammanhang.
- *psykosociala faktorer*: Skattning av några parametrar som tillsammans utgör en faktor som redovisas som "förvärrande faktor" skulle kunna införas, till exempel som en Self Determination Theory-skattning.
- *ökad risk*: Risk för skada bör inkluderas i modellen. Detta sker genom att skatta risken för ryggskada i den befintliga modellen, men skulle kunna utvidgas till att omfatta även andra faktorer. I detta arbete bör hänsyn tas till skillnader mellan återhämtningsbehov för att klara av att fortsätta arbeta och lämpligt återhämtningsbehov för att ha låg risk för utveckling av en belastningsskada.
- *olika trötthetsmekanismer*: Olika trötthetsmekanismer bör beaktas vid modellutvecklingen.

7 Slutsatser

Målen med Etapp 1 i detta projekt har uppnåtts. Dels har en litteraturstudie med syfte att erhålla information relevant för vidareutvecklingen av Ergo-Index modellen genomförts. Dels har en försöksstudie med syfte att ta fram data för vidareutveckling av modellen genomförts och resultaten analyserats och sammanställts.

Ur försöksresultaten kan följande huvudsakliga slutsatser dras:

- Högre belastningsnivåer leder till kortare uthållighetstider.
- Återhämtningstiden beror av såväl belastningstid som belastningsnivå och matematiska samband för detta har tagits fram.
- Återhämtningstiden minskar när belastningen minskas från 50 % till 30 % av maxkraften för att sedan öka igen vid ännu lägre belastning, vid 10 % av maxkraften. Belastningstiden kan uttryckas antingen reellt i sekunder eller relativt som en fraktion av uthållighetstiden. Noteras bör att belastningstiden i detta fall uttrycktes som fraktion av uthållighetstiden. Resultat att återhämtningstiden som funktion av belastningsnivå (och för olika relativa belastningstider) har ett U-formigt utseende har, så vitt författaren och referensgruppen vet, inte påvisats tidigare.
- Normeras återhämtningstiden med den reella belastningstiden är denna kvot tämligen oberoende av reella belastningstiden och ökar dessutom i stort sett linjärt med ökad belastning.
- Exponentiella samband har med hjälp av regressionsanalys tagits fram dels för uthållighetstid som funktion av belastningsnivå och dels för återhämtningstid som funktion av belastningsnivå och relativ belastningstid. Dessa modeller följer försöksdata relativt väl.
- Det sker en ackumulering av trötthet vid upprepad belastning.
- Statistiska analyser har genomförts vad avser normalitet, signifikanta skillnader, centrala mått, spridningsmått och regressionsanalyser.
- Variationskoefficienten (relativ standardavvikelse) för återhämtningstiderna sjunker med ökad belastningstid och vid långa belastningstider är spridningen i variationskoefficient relativt liten.

Litteraturstudien har gett viktiga resultat som kommer att beaktas vid vidareutvecklingen av Ergo-Index modellen, exempelvis vad avser olika trötthetsmekanismer, olika typer av belastningssituationer, könsskillnader och psykosociala faktorer.

Referenser

- Afa (2006) Beviljat ramprogram 2006 – 2007. Säkerhet, miljö och produktivitet – branschprogram för den svenska byggsektorn 2006-2010.
- AFA (2006) *Säkerhet, miljö och produktivitet - branschprogram för den svenska byggsektorn 2006-2010*. Afa Försäkring
- AFA Försäkring (2007) *Allvarliga arbetsskador och långvarig sjukfrånvaro*. Rapport. AFA Försäkring
- Andersson, G. B. J., Schultz, A. B., Örtengren, R. (1983) *A catalogue of loads on the lumbar spine and trunk during work*. Manuscript in Swedish, Department of Orthopaedic Surgery, Sahlgren Hospital, Göteborg, Sweden.
- Arbetsarkivstyrelsen. (1998) *Arbetsarkivstyrelsens författningssamling (AFS) 1998:1*, Belastningsergonomi. Solna. Arbetsmiljöverket.
- ASS, Arbetsarkivstyrelsen & SCB, Statistiska Centralbyrån, (1994) *Occupational risks 1990-1991: Occupational accidents and diseases*. Report in Swedish from Official Statistics of Sweden, National board of Occupational Safety and Health, Statistics Sweden. SCB förlag, Stockholm, Sweden.
- Bassey EJ, Mockett SP & Fentem PH (1996) Lack of variation in muscle strength with menstrual status in healthy women aged 45-54 years: data from a national survey. *European Journal of Applied Physiology*, 73 (3-4): 382-386.
- BELAB, Bygggergolab AB (1992) Ergo-Index Dataprogram.
- Bigland-Ritchie B (1981) EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exer. Sport Sci. Rev.*, 9:75-117.
- Bilodeau M, Arseneault AB, Gravel D & Bourbonnais D (1992) Influence of Gender of the EMG power spectrum during an increasing force level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2 (3): 121-129.
- Bohgard M, Karlsson S, Lovén E, Mikalsson, L-Å, Mårtensson L, Osvalder A-L, Rose L & Ulfvengren P (Eds) (2008) *Arbete och teknik på människans villkor*. Prevent, Stockholm. ISBN: 978-91-7365-037-3.
- Borg G (1982) *A category Scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparisons. "Psychophysical judgement and the process of perception"*. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, DDR.
- Borg G, Hassmen P & Lagerström M (1987) Perceived exertion related to heartrate and blood lactate during arm and leg exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 6; 56(6):679-685.
- Byström S & Fransson-Hall C (1994) Acceptability of intermittent handgrip contractions based on physiological response. *Human Factors*, 36(1):158-171.
- Byström S & Kilbom Å (1990) Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip. *European Journal of Applied Physiology*, 66:457-466. Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Carey E & Gallwey T (2005) Wrist discomfort levels for combined movements at constant force and repetition rate. *Ergonomics*, 48(2):171-186.
- Chen Y-L & Lee H-L (1998) Effect of combined dynamic and static workload on heart rate recovery cost. *Ergonomics*, 41(1):29-38.
- Clark BC, Collier SR, Manini TM & Ploutz-Snyder LL (2005) Sex differences in muscle fatigability and activation patterns of the human quadriceps femoris. *European Journal of Applied Physiology*, 94 (1-2):196-206.
- Combs W (2007) Personal communication with Wayne Combs, GM, OSHAWA Autoplex, Canada
- Danogips (1992) Påfrestande byggskevemontage kan elimineras. *Danogips Magazine* Nr 1, 1992, sid 9-11.
- Deci, EL & Ryan, R M (2000) The "what" and "why" of goal pursuits: Human needs and the self-determination of behaviour. *Psychological Inquiry*, 11, 227-268.

- Dedering A, Elfving B & Nemeth G (2004) EMG recovery and ratings after back extensor fatigue in patients with lumbar disc herniation and healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* Jun;92(1-2):150-159.
- El ahrache K, Imbeau D & Farbos B (2006) Percentile values for determining maximum endurance times for static muscular work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36:99-108.
- Elfving B, Liljequist D, Dedering A & Nemeth G (2002) Recovery of electromyography median frequency after lumbar muscle fatigue analyses using an exponential time dependence model. *Eur J Appl Physiol*. Nov;88 (1-2):85-93
- Enoka RM & Stuart DG (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72:163-1648.
- Ferreira M & Saldiva PH (2002) Computer-telephone interactive tasks: predictors of musculoskeletal disorders according to work analysis and workers' perception. *Appl Ergon*. Mar;33(2):147-153.
- Fitts RH (1994) Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, 74:49-94.
- Fulco, C.S., Rock, P.B., Muza, S.R., Lammi, E., Cymermanm A., Butterfield, G., Moore, L.G., Braun, B., Lewis, S.F., 1999. Slower fatigue and faster recovery of the adductor pollicis muscle in women matched for strength with men. *Acta Physiologica Scandinavica* 167, 233-239.
- Gait Y, Mizrahi J & Levy M (1993) A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent FES. *J Biomech. Eng.*, 118: 357-366. Citerad av Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Koijc M (2005) Modeling of muscled fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Gait Y, Mizrahi J & Levy M (1996) A muscletendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under FES. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 40:664-674. . Citerad av Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Koijc M (2005) Modeling of muscled fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Glimskär B, Höglund P-E & Örtengren R (1987) Ergo-Index En beskrivning av ergonomiska effekter. Report in Swedish, TRITA-BEL 0036, LiTH-IERG-R-9, The Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden.
- Grandjean E (1980) *Fitting the task to the Man*. Taylor & Francis, London.
- Gravseth, H M, Lund, J & Wergeland E (2006) Risikofaktorer for ulykkesskader I bygge- og anleggsnransjen. *Tidsskrift for den Norske Laegeforening*. Vol 126 (4), 453-456.
- Grewal J (2007) Personal communication with Jasdeep Grewal, Bombardier Airoospace, Toronto, Canada
- Hagberg M (1988) *Arbetsmiljöns betydelse för besvär i skuldra och halsrygg*. Uppsala. Ord & Form AB.
- Hagberg M, Silverstein B, Wells R., Smith M. J Hendrick H W, Carayon P & Pérusse M (1995) *Work-related musculoskeletal disorders (WMSDs): A reference book for prevention*. (Eds. Kourinka, I. and Forcier, L.), Taylor and Francis, London, UK.
- Hägg G (2007) Personal communication with Göran Hägg, Arbetslivsinstitutet in Stockholm, Sweden.
- Hägg GM (2001) Handintensivt arbete. En belastningsergonomisk kunskapsöversikt gällande människans kapacitet och interaktion med maskin och arbetsuppgifter. *Arbete & Hälsa* Nr 2001:9, Arbetslivsinstitutet.
- Hägg, GM (2008) Fysisk belastning. I *Arbete och teknik på människans villkor*, Prevent, Stockholm. ISBN: 978-91-7365-037-3.
- Hallén K & Rose L (2006) *Studie av pressmaskiner för VS-arbete*. ERAK-rapport 2006:01.
- Hatzikotoulas K, Siatras T, Spyropoulou P, Paraschos I & Patikas D (2004) Muscle fatigue and electromyographic changes are not different in women and men matched for strength. *Journal of Applied Physiology*, 92: 298-304, Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Hawkins DA & Hull ML (1993) Muscle force as affected by fatigue: mathematical model and experimental verification. *Journal of Biomechanics*, 26: 1117-1128, Citerad av Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Koijc M (2005) Modeling of muscled fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Herzberg F, Mausner B & Snyderman BB (1967) *The Motivation to Work*. 2nd ed. Wiley, New York, NY, USA. Citerad av DeShields Jr OW, Kara A & Kaynak E (2005) Determinants of business student satisfication and

- retention in higher education; Applying Herzberg's two-factor theory. *International Journal of Educational Management*, 19(2):128-139.
- Hicks AL, Kent-Braun J & Ditor DS (2001) Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sport Science Review*, 29:109-112. Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Holmberg HC (2008) Recovery = viktig länk i all prestationsidrott. *Svensk Idrottsforskning*. 1-2008:14-17.
- Holmström E & Engholm G (2003) Musculoskeletal disorders in relation to age and occupation in Swedish construction workers. *Am J Ind Med*. Oct;44(4):377-384
- Hoops H, Zhou, BH, Lu Y, Solomonow M & Patel, V (2007) Short rest between cyclic flexion periods is a risk factor for a lumbar disorder. *Clinical Biomechanics*, 22:745-757.
- Hunter SK, Critchlow, A, Shin I & Enoka, RM (2004) Men are more fatiguable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *Journal of Applied Physiology*, 96:2125-2132. Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Ilmarinen J (1992a) Job design for the aged with regard to decline in their maximal aerobic capacity: Part I - Guidelines for the practitioner, *Int J Ind Ergonomics*, 10: 53-63.
- Ilmarinen J (1992b) Job design for the aged with regard to decline in their maximal aerobic capacity: Part II - The scientific basis for the guide, *Int J Ind Ergonomics*, 10: 65-77.
- Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Jensen BR, Laursen B & Sjøgaard G (2000) Aspects of shoulder function in relation to exposure demands and fatigue – a mini review. *Clinical Biomechanics*, 15 Supplement No1: S17-S20.
- Johansson H, Windhorst U, Djupsjöbacka M & Passatore M (Eds) (2003) *Chronic work-related myalgia – Neuromuscular mechanisms behind Work-related Chronic Muscle Pain Syndromes*. Centre for Musculoskeletal Research, University of Gävle Gävle University Press (Publ)
- Karasek R & Theorell T (1990) *Healthy work: Stress, Productivity, and the Reconstruction of Working Life*. New York, Basic. Citerad av
- Karasek RA (1979) Job demands, job decision latitude and mental strain: implications for job design. *Adm Sci Q* 24: 285-308.
- Kenttä G & Hassmén P (1998) Overtraining and Recovery- A conceptual model. *Sports Med*. Jul;26(1):1-16.
- Kenttä G & Svensson M (2008) Idrottarens återhämtningsbok – Fysiologiska, psykologiska och närings-mässiga fakta för snabb och effektiv återhämtning. SISU Idrottsböcker. Stockholm, ISBN:91-88941-91-4.
- Kenttä G (2008) Personal communication with Göran Kenttä, Gymnastik & idrottshögskolan, Stockholm, Sweden.
- Kenttä G, Hassmén P & Raglin J (2006) Mood state monitoring of training and recovery in elite kayakers. *Eur. J Sports Med*. Dec; 6(4):245-253.
- Kilbom, Å (1994) Repetitiv work of the upper extremity: Part I –Guidelines for practitioner. *International journal of Industrial Ergonomics*, 14:51-57.
- Kiss P, De Meester ; & Braeckman L (2008) Differences between younger and older workers in the need for recovery after work. *Int Arch Occup Environ Health*, 81:311-320.
- Kumar S (2002) Trunk rotation: ergonomic and evolutionary perspective. *Theor. Issues in Ergon. Sci.*, 2, 3:235-256.
- Kumar S, Narayan, Y, Stein RB & Snijders (2001) Muscle fatigue in axial rotation of the trunk. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28:113-125.

- Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom Å, Vinterberg H, Biering-Sørensen F, Andersson G & Jørgensen, K (1987): Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculo-skeletal symptoms. *Applied Ergonomics*, 18:233-237.
- Lacey RJ, Lewis M & Sim J (2007) Piecework, musculoskeletal pain and the impact of workplace psychosocial factors. *Occupational Medicine*, Vol 57, 430-437.
- Larsmann P (2006) On the relation between psychosocial work environment and musculoskeletal symptoms: a structural equation modelling approach. Ph D thesis, Göteborg University, Department of Psychology.
- Lin ML, Radwin R & Snook S (1997) A single metric for quantifying biomechanical stress in repetitive motions and exertions. *Ergonomics*, 40(5):543-558.
- Lindqvist B (1998) *Verktygsergonomi- utvärdering av industriverktyg*. Atlas Copco.
- Liu JZ, Brown RW & Yue GH (2002) A dynamical model of muscle activation, fatigue and recovery. *Biophysical Journal*, May 2002; 82 (5): 2344-2359.
- Lundberg U et al.(1994) Psychophysiological stress and EMG activity of the trapezius muscle. *International Journal of Behavioral Medicine*, 1, 354-370. Citerad av Sandsjö, L(1997) Long term trapezius EMG monitoring in different occupations, *I Proceedings of the 13th Triennial Congress of the International Ergonomics Association*, Vol 4, 216-218, Tampere, Finland.
- Ma L, Chablat D, Bennis F & Zhang W (2008) A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, In Press.
- MacDonald LA, Karasek, RA, Punnett L & Scharf T (2001) Covariation between workplace physical and psychosocial stressors: evidence and implications for occupational health research and prevention. *Ergonomics*, 44(7):696-718.
- Manenica I (1986) A technique for postural load assessment, I *The ergonomics of working postures*. (Eds Corlett, Wilson and Manenica), 270-277, Taylor & Francis, London, UK.
- Martin, J.B. and Chaffin, D. B. (1972) Biomechanical computerized simulation of human strength in sagittal plane activities. *AIIE Transactions* (American Institute of Industrial Engineers), 4 (1), 19-28.
- Mathiassen SE & Winkel J (1991) Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics*, 34:1455-1468.
- Mathiassen SE (2006) Diversity and variation in biomechanical exposure: What is it, and why would we like to know? *Applied Ergonomics* 37: 419-427.
- Mathiassen SE, Åhsberg, E (1999) Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors. *Int. J. Ind. Erg.* 24, 315-329.
- McArdle WD, Katch FI & Katch VL (1996) *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*. Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, citerad av Liu JZ, Brown RW & Yue GH(2002) A dynamical model of muscle activation, fatigue and recovery. *Biophysical Journal*, May 2002; 82,5; 2344-2359.
- McCully KK, Authier B, Olive J & Clark B.J 3rd (2002) Muscle fatigue: the role of metabolism. *Can J Appl Physiol.* Feb; 27(1):70-82
- McGill SM, Childs A & Liebenson C (1999) Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal data base. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 20:941-944. Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Menzel NN (2007) Psychosocial factors in musculoskeletal disorders. *Crit Care Nurs Clin Nutr Am.* Jun;19(2):145-153.
- Miller BJ & Fathallah FA (2006) The effects of a stooped work task on the muscle activity and kinematics of the lower back. *Proceedings of the Human factors and Ergonomics Society 50th Annual Meeting*: 1284-1288.
- Misner JE & Massey BH (1990) Sex differences in static strength and fatiguability in three different muscle groups. *Research quarterly for exercise and sport* Vol 61, No. 3.
- Mital A, Nicholson AS & Ayoub MM (1997) *A guide to manual material handling*. Taylor & Francis, London.

- Mital, A Kilbom, Å (1992) Design, selection and use of hand tools to alleviate trauma of the upper extremities: Part I – Guidelines for the practitioner. *International Journal of Industrial Ergonomics* 10:1-5.
- Mizrahi J, Levin O, Aviram A, Isakov E & Susak Z (1997) Muscle fatigue in interrupted stimulation: effect of partial recovery on force and EMG dynamics. *J Electromyogr. Kinesiol.*, 7:51-65. Citerad av Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Kojic M (2005) Modeling of muscle fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Morin, A (2005) Sammanställning Enkät Pressverktyg Bravida Sverige VS . (Erhållen genom personlig kommunikation 2006 med Karin Hallén , se Hallén & Rose, 2006)
- Murrell KFH (1965) *Human Performance in Industry*. New York: Reinhold) Citerad av Wu H-C, Hsu W-H & Chen T (2005) Complete recovery time after exhaustion in high- intensity work. *Ergonomics*, 48,6, 15 May; 668-679.
- Nanthavanij S (1992) Quantitative analysis of heart rate recovery profile during recovery from physical work. *Int J Ind Erg*, 9,4:329-342.
- Nennedal L & Frodell-Santikos B (okänt utgivningsår) Riskbedömning VVS-montörer En studie av belastningsförhållanden för VVS-montörer enligt Ergonomitermometern ISBN:91-7522-639. Previa.
- Nicol C, Avela J & Komi PV (2006) The stretch-shortening cycle: a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Med.* 36(11):977-999.
- Nilsson B, & Rose L (2004) *Förbättrad arbetsmiljö för anläggningsmaskinförare*. (Improved Work Environment for Earth Moving Machinery Operators). Report (in Swedish), Prevent, Sweden.
- NIOSH (1981) *Work practices guide for manual lifting*. NIOSH technical report No. 81-122, US Department of Health and Human Services, National Institute of Occupational Safety and Health, Cincinnati, OH, USA.
- Nussbaum MA, Clark, LL, Lanza, MA & Rice, KM (2001) Fatigue and endurance limits during intermittent overhead work. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 62:446-456. Citerad av Iridiastadi H & Nussbaum MA (2006) Muscle fatigue and endurance during repetitive intermittent static efforts: development of prediction models. *Ergonomics*, Vol 49(4):344-360.
- Osvalder, A-L; Rose, L & Karlsson S (2008) Metoder. I *Arbete och teknik på människans villkor*, Prevent, Stockholm. ISBN: 978-91-7365-037-3.
- Oxenburgh M, Marlow P & Oxenburgh A. (2004) *Increasing Productivity and Profit through Health and Safety: The Financial Returns from a Safe Working Environment*. 2nd edition Boca Raton, Florida, CRC Press.
- Petrofsky JS & Phillips CA (1980) The effect of elbow angle on the isometric strength and endurance of the elbow flexors in men and women. *Journal of Human Ergology*. 9: 125-131.
- Pincivero DM, Green RC, Mark JD & Campy RM (2000) Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 189-196.
- Poyhonen M (1977) Payment by result and stress. *Työterveyslaitoksen tutkimuksia*. Vol 115 I—II, Abstract I Scopus (Journal received June 1977).
- Putz-Anderson V (1988) *Cumulative trauma disorders A manual for musculoskeletal disease of the upper limbs*, Taylor & Francis, London, UK.
- Reiner R, Quintern J & Schmidt G (1996) Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. *Journal of Biomechanics*, 29: 1157-1167. Citerad av Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Kojic M (2005) Modeling of muscle fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Rohmert W (1960a) Statische Haltearbeit des Menschen. *Sonderheft der REFA-Nachrichten*, Verband für Arbeitsstudien Refa eV. Darmstadt, Germany.
- Rohmert W (1960b) Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 18, 123-164.

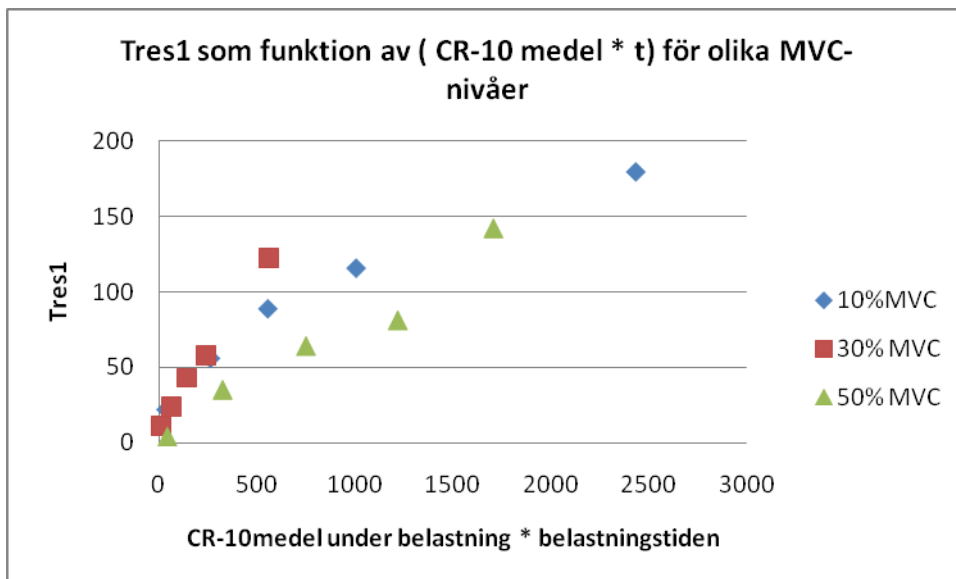
- Rose L & Orrenius U (2007) Beräkning av arbetsmiljöns ekonomiska effekter på företag och organisationer – En översikt av ett urval modeller och metoder. Arbete och Hälsa Report No 2006:18 (in Swedish). The National Institute of Working Life, Stockholm.
- Rose L (1992a) Produktionsekonomisk beskrivning av ergonomiska effekter vid byggnadsarbete Ergo-Index 2. Report R23:1992, (in Swedish) Bygghälsorådet.
- Rose L (1992b) Ergo-Index Development of a model to estimate physical load, pause need and production time in different working situations. *Thesis for licentiate of engineering*, Dept. of Injury Prevention, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden.
- Rose L (1994) Ett intressant projekt: Gemensam infästning i tak. *Plåtslageri – Tidningen om plåt för byggbranschen*. Nr 10, Oktober 1994, sid 10-17.
- Rose L (2001a) Models and Methods for Analysis and Improvement of Physical Work Environments. *Thesis for degree of doctor of philosophy*, Dept. of Product and Production Development, Div. of Human Factors Engineering, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden.
- Rose L (2001b) Endurance and fatigue in eye-level work with low loads. *Proceedings of the XV Annual International Occupational Ergonomics & Safety Conference (ISOES)*, Fairfax, Virginia, USA, June, 377-384.
- Rose L (2007) Work with Press Jointing Machines for Pipe Working: An Ergonomic Analysis. *Proceedings of the 39th International Conference by the Nordic Ergonomics Society*, Lysekil, October 2007.
- Rose L, Ericson M & Örtengren R (2000) Endurance time, pain and resumption in passive loading of the elbow joint, *Ergonomics*, 43(3): 405-420.
- Rose L, Ericson M, Glimskär B, Nordgren B & Örtengren R (1992b) Ergo-Index. Development of a model to determine pause needs after fatigue and pain reactions during work. I Mattila M & Karwowski W (Eds) *Computer Applications in Ergonomics, Occupational Safety and Health*. Elsevier Science Publishers B V, North-Holland: 461-468.
- Rose L, Ericson M, Glimskär B, Nordgren B & Örtengren, R.(1992a) Ergo-Index. A model to determine pause needs after fatigue and pain reactions during work, *Proceedings of the Annual International Industrial Ergonomics and Safety Conference*, Denver, Colorado, USA, June, 303-310.
- Sahlin K (2008) Återhämtning av styrka och uthållighet efter hårt arbete – relation till muskelns energiprocesser. *Svensk Idrottsforskning* 1-2008, s 10-13.
- Sandsjö L (1997) Long term trapezius EMG monitoring in different occupations, *I Proceedings of the 13th Triennial Congress of the International Ergonomics Association*, Vol 4, 216-218, Tampere, Finland.
- Sbriccoli P, Solomonow M, Zhou BH & Lu Y (2005) Work to rest durations ratios exceeding unity are a risk factor for low back disorder; a feline model. *Journal of Electyromyography and Kinesiology*, 17:142-152.
- Sjøgaard G (1988) Muscle energy metabolism and electrolyte shifts during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand*. Oct;134(2):181-7.
- Sjøgaard G, Kiens B, Jørgensen K & Saltin B (1986) Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 128: 475-484.
- Tang CY, Stojanovic B, Tsui CP & Kojic M (2005) Modeling of muscled fatigue using Hill's model, *Biomed Mater Eng.*, 15(5):341-348.
- Tappin DC, Bentley TA & Vitalis A (2008) The role of contextual factors for musculoskeletal disorders in the New Zealand meat processing industry. *Ergonomics*, Vol 51 (10) 1576-1593.
- Theorell T, Karasek RA (1996) Current issues relating to psychosocial job strain and cardiovascular disease research. *J Occup Health Psychol*. Jan;1(1):9-26. Review. Erratum in: *J Occup Health Psychol* 1998 Oct;3(4):369.
- Thorn S (2005) *Muscular activity in light manual work –with reference to the development of muscle pain among computer users*. PhD Thesis, Chalmers University of Technology, Dept. of Product and Production Development, Production Systems.

- Thylenfors, I (2008) Psykosocial arbetsmiljö. I *Arbete och teknik på människans villkor*, Prevent, Stockholm. ISBN: 978-91-7365-037-3.
- Ulin SS, Armstrong TJ, Snook SH, Monroe-Keyserling W (1993) Examination of the effect of tool mass and work postures on perceived exertion for a screw driving task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 12:105-115.
- Valentini FA & Nelson PP (1985) Mathematical model of muscular fatigue. II Changes of metabolites level and of force during exercise in relation to a fatigability parameter. *International Journal of Biomedical Computing* 17, 3-4, 197-213
- Vøllestad NK (1997) Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74:219-227.
- Wilson JR & Corlett N (eds.) (2005) *Evaluation of Human Work*. Third Edition. Taylor & Francis, Boca Raton, FL, USA.
- Wu H-C, Hsu W-H & Chen T (2005) Complete recovery time after exhaustion in high- intensity work. *Ergonomics*, 48,6, 15 May; 668-679.
- Xia T & Frey Law LA (2008) A theoretical approach for modeling peripheral muscle fatigue and recovery. *Journal of Biomechanics*, 41:3046-3052.
- Yassierli & Nussbaum MA (2007) Muscle fatigue during intermittent isokinetic shoulder abduction: Age effects and utility of electromyographic measures. *Ergonomics* 50, 7 July 2007: 1110-1126.,
- Yassierli, Nussbaum MA, Iridiastadi, H & Wojcik, L A (2007) The influence of age on isometric endurance and fatigue is muscle dependent: a study of shoulder abduction and torso extension. *Ergonomics* 50, 1, 15 Jan 2007: 26-45.
- Åkerstedt T, Knutsson A, Westerholm P, Theorell T, Alfredsson L & Kecklund G (2002) Sleep disturbances, work stress and work hours: A cross-sectional study. *Journal of Psychosomatic Research*. 53: 741-748.

Bilaga 1: Resultat från försöksstudien

Tabell B1.1: Återhämtningstider i sekunder under den första respektive andra belastningscykeln (=cykel) för de tre olika kraftnivåerna.

Belastning	Medelvärde	sd	Största värde	Minsta värde
10 % MVC:				
Cykel 1				
10 % t/T_{end}	22,2	24,0	75	0
30 % t/T_{end}	56,1	57,1	183	0
50 % t/T_{end}	89,2	62,0	192	0
70 % t/T_{end}	116,0	66,4	270	62
100 % t/T_{end}	179,7	58,1	256	90
Cykel 2				
10 % t/T_{end}	39,6	48,0	169	0
30 % t/T_{end}	85,0	57,7	210	0
50 % t/T_{end}	109,9	54,3	186	55
70 % t/T_{end}	144,7	55,0	220	72
100 % t/T_{end}	183,9	58,4	279	84
30 % MVC:				
Cykel 1				
10 % t/T_{end}	10,9	22,5	69	0
30 % t/T_{end}	23,9	31,3	83	0
50 % t/T_{end}	42,5	40,7	108	0
70 % t/T_{end}	57,7	39,1	99	0
100 % t/T_{end}	122,9	68,8	284	51
Cykel 2				
10 % t/T_{end}	13,2	30,0	95	0
30 % t/T_{end}	50,9	48,0	153	0
50 % t/T_{end}	61,9	46,1	153	0
70 % t/T_{end}	80,6	31,7	141	38
100 % t/T_{end}	163,1	51,5	274	90
50 % MVC:				
Cykel 1				
10 % t/T_{end}	3,8	6,5	17	0
30 % t/T_{end}	35,3	33,9	90	0
50 % t/T_{end}	64,0	42,4	150	0
70 % t/T_{end}	81,1	37,4	143	41
100 % t/T_{end}	141,6	55,5	227	60
Cykel 2				
10 % t/T_{end}	14,5	26,4	68	0
30 % t/T_{end}	50,6	33,3	98	0
50 % t/T_{end}	76,9	25,6	108	45
70 % t/T_{end}	98,3	51,8	185	41
100 % t/T_{end}	175,9	60,5	253	60



Figur B1.1: Återhämtningstiden som funktion av medelnivån av upplevd trötthet/obehag gånger den reella belastningstiden t i sekunder.

Bilaga 2: Medverkande i referensgruppen

Medlem i referensgruppen

Marcus Ekström
Jan Hedälv/Lars-Gunnar Larsson
Jan Hultgren/Robert Waardahl
Göran Hägg
Göran Kenntä
Linda Rose
Leif Wall
Dan Wallén
Roland Örtengren

Representant för

VVS Installatörerna
NCC
Refis
CBF
GIH
KTH STH
Byggnads
NVS
Chalmers

Bilaga 3: Beskrivning av Ergo-Index

De främsta faktorerna vid utvecklande av belastningsskador har länge ansetts vara belastningens storlek och art, arbetsställningen, belastningstiden och återhämtningstiden samt relationen mellan arbete och paus (t ex Putz-Anderson, 1988).

I ett försök att ta hänsyn till dessa faktorer utvecklades Ergo-Index-modellen i slutet av 1980-talet av Glimskär et al. (1987) för främst byggbranschen. Tanken var att man med hjälp av den skulle kunna jämföra olika sätt att utföra ett arbete och välja det lämpligaste ur såväl ergonomisk som ekonomisk (tidsmässig) synvinkel. Ju mer tröttande ett arbete är, desto längre återhämtningstid behövs för att man ska kunna fortsätta arbeta och det påverkar produktionstiden (summan av tiden man utför ett arbetsmoment och tiden det tar innan man återhämtat sig så pass att man kan fortsätta arbeta). Modellen baserades på publicerade resultat¹ samt egna studier. Den första Ergo-Index-modellen fick viss spridning i byggbranschen, men den hade brister, främst genom att modellen inte gav tillförlitliga resultat vid låga belastningsnivåer. Den har därför vidareutvecklats i flera steg.

1992 kom den andra versionen dels som rapporter och vetenskapligt arbete (Rose, 1992a & b; Rose et al., 1992a & b), dels som dataprogram (BELAB, 1992). Utvecklingen bestod främst av att den anpassats så att den gav mer tillförlitliga värden vid låga yttre belastningsnivåer och olämpliga arbetsställningar. Den modellen har använts i en del utvärderingsprojekt i svenska byggbranschen, t ex vid analys av arbete med gipsskivor (t ex Danogips, 1992) och infästningsarbete (Rose, 1994) och i utbildningar. Det är svårt att uppskatta skaderisker och ofta svårt att motivera arbetsmiljöförbättringar. Med Ergo-Index kan man *både* bedöma den fysiska belastningen och därmed få en uppfattning om en del av riskerna som ett arbete medför *och* få en bedömning av tidseffekterna som arbetsmiljöfaktorerna medför. Därmed kan man få en uppfattning av de produktionsekonomiska effekterna ett arbete leder till. Den kan då användas för att jämföra olika arbetsätt och välja det lämpligaste. Den används sedan 1990-talet av bl.a. General Motors Oshawa Autoplex i Canada för att förbättra arbetet vid produktionslinjer. Resultaten från tillämpningen visar att sedan man tagit hänsyn till belastning och återhämtningsbehov har de fysiska hälsoproblemen minskat hos montörerna (Combs, 2007; Grewal, 2007) men man har även noterat ökad effektivitet i produktionen när den använts vid arbetsmiljöförbättrande åtgärder (Combs, 2007).

Den har därefter förfinats ytterligare (Rose, 2001a) genom nya studier bl.a. om skillnader mellan kvinnor och män, vad gäller uthållighet beroende av belastning och genom att ta hänsyn till relevanta och nyare forskningsresultat². Men, för att dessa resultat ska bli användbara och kunna användas i en modell som är unik i sitt slag, Ergo-Index, behöver modelleringen av återhämtningsbehovet förfinas jämfört med modellen från 1992.

¹ Rohmert's arbete om kraft och uthållighet (1960a), Martin's & Chaffin's resultat om lyft- tryck- och dragkapacitet i olika arbetsställningar (1972), Rohmert's relation mellan kraft, belastningstid och återhämtningstid (1960b), Andersson et al.'s resultat om kompressionskrafter i ländrygen i olika arbetssituationer (1983), rekommenderade lyftgränsvärden från NIOSH (1981).

² T.ex. Mathiassen & Åhsberg (1999), Pincivero (2000), Linnamo (1998) och Olofsson (2000).

Bilaga 4: Beskrivning av ETAPP 2

B4.1 Modellutveckling

Baserat på resultaten från litteraturstudien och försöksserien modelleras återhämtningen till Ergo-Index modellen. Detta sker i samarbete med de medverkande i projektgruppen och andra med relevant kompetens (t.ex. inom statistik och modellering av psykosociala faktorer påverkan på trötthet) och i samråd med de medverkande i referensgruppen.

Vid modelleringen kommer nyare forskningsresultat om bl.a. de psykosociala faktorernas inverkan att beaktas. Modelleringen är planerad att ske genom regressionsanalyser och kurvanpassningar till försöksdata och andra forskningsresultat på liknande sätt som den gjordes för belastnings/uttröttningsmodelleringen (Rose, 1992; Rose, 2007). Modellen som utvecklas i det här beskrivna projektet är tänkt att till en början tas fram som ett enkelt kalkylprogram. Vid sidan av detta projekt kan utveckling av ett användarvänligt datorprogram komma att genomföras som ett examensarbete på KTH STH / NADA. Det ingår dock inte som en del i det här beskrivna projektet utan löper i så fall parallellt med det.

B4.2 Tillämpning och utvärdering

Den utvecklade modellen planeras att tillämpas på några rörföretag. Syftet är att analysera några typiska reella arbetsuppgifter, t.ex. svetsning av rör, dels med armarna nära, dels långt ifrån kroppen samt pressning av rör med armarna över huvudhöjd respektive nära axelhöjd. Analysen görs dels med den nyutvecklade modellen, dels med traditionella ergonomiska verktyg såsom biomekaniska analyser (UGS, 2005), pulsmätning och subjektiva skattningar som t.ex. Borgsskalor (Borg, 1982, Borg et al., 1987) VIDAR (Arbetslivsinstitutet, 2005) och intervjuer. Diskussioner om lämpliga arbetsmoment att studera har förts VVS Företagen, några byggföretag och Byggnads.

Denna del av projektet kräver mindre tid av aktiv medverkan från rörmontörer än försöksserien. Den är därför lättare att genomföra utan större avbrott i montörernas ordinarie arbete.

B4.3 Redovisning och spridning av resultat

Resultaten från projektet sammanställs som projektrapport och redovisas och sprids till uppdragsgivarna VVS Företagen och Byggnads, till REFIS, de medverkande företagen och finansörerna samt det nätverk som projektgruppen har samt via referensgruppen. De sprids också via tidskriftsartiklar såväl i branschtidningar som i vetenskapliga forum såsom internationella konferenser och sannolikt via en eller några vetenskapliga artiklar i internationella referee-granskade tidskrifter. Samtliga ovanstående är allmänt tillgängliga.

Resultaten redovisas också muntligt på informationsmöten i branschen, i utbildningen på REFIS och på KTH, bland de medverkande företagen och på seminarier och konferenser. Målgrupperna för resultatspridningen är såväl företag (främst de som fattar beslut om och arbetar med arbetsmiljöfrågor), utbildningar och forskare.

