

NEKI POKUŠAJI ODREĐIVANJA VELIČINE STATIČNOG NAPORA

ILIJA MANENICA
Filozofski fakultet u Zadru

UDK 159.91
Izvorni znanstveni rad

Problem određivanja intenziteta statičnog rada još nije u potpunosti riješen. Ovo se naročito odnosi na kompleksnije biomehaničke situacije u kojima se radnik nađe za vrijeme rada. U članku se govori o primjeni nekih metoda za identifikaciju i određivanje veličine ovakva rada.

Usporedba efekata statičnog opterećenja s efektima ekvivalentnog dinamičnog rada na srčanu frekvenciju, jasno pokazuje da se ove dvije vrste rada odvijaju na različitim fiziološkim razinama (dinamična na višoj, a statična na nižoj). Fiziološka razlika se kompenzira za vrijeme oporavka. Efekti statičnog rada na srčanu frekvenciju su znatno duže prisutni i to na povišenoj razini.

Nadalje, direktni indikator mišićnog opterećenja, integrirani elektromiogrami (IEMG), u različitim biomehaničkim uvjetima ne odražavaju u cijelosti promjene u statičnom opterećenju mišića. Rezultati dobiveni u eksperimentima na sacrospinalisu pokazuju, da je subjektivna procjena neudobnosti (boli) bila bolji indikator statičnog opterećenja nego IEMG.

Poveću seriju istraživanja o problemima određivanja veličine statičnog napora u toku rada (od koje je ovo jedan dio) inicirao je rad Aberg a i suradnika (1968). Oni su pokušali da na osnovi opažanja radnih situacija i ekvivalenata energetske potrošnje u tim situacijama, odrede veličinu radnog napora i energetske potrošnju radnika.

Njihovo polazište bilo je tzv. Johanssonovo pravilo, koje definira odnos između intenziteta rada i energetske potrošnje:

$$E = E_0 + E_t + Ak$$

E = Ukupna energetska potrošnja
 E_0 = Potrošnja energije za bazalni metabolizam
 E_t = Utrošak energije na tjelesne pokrete
 A = Intenzitet rada
 k = Konstanta proporcionalnosti

Aberg i suradnici (*op. cit.*) su pokušali rastaviti elemente E_t i Ak u jednostavnije elemente, koji su se mogli procjenjivati upotrebom tehnika studija rada. Dobili su veliki broj determinanti energetske potrošnje koje su klasificirali u šest većih kategorija:

1. Individualne karakteristike radnika
2. Mehanički rad (prenošenje tereta)
3. Vrsta rada
4. Organizacija rada i radni ritam
5. Mentalno opterećenje
6. Okolinski faktori

Na osnovi opažanjem dobivenih elemenata radnih situacija i predefiniranih kaloričnih ekvivalenata za pojedine pokrete i radnje, autori su izračunali energetske potrošnje za niz industrijskih poslova i radnih zadataka. Slaganja između stvarno izmjerene energetske potrošnje za vrijeme rada i one koju su autori dobili na opisani način, bilo je relativno dobro kad je rad bio izrazito dinamične prirode. Međutim, do većih diskrepanci je dolazilo kad je rad uključivao znatna i dugotrajnija statična naprezanja (održavanje neprirodnog položaja tijela pri radu, upotreba mišićne sile bez značajnijih pokreta u prostoru itd.).

Cini se, kad bi se problem određivanja veličine statičnog napora riješio, da bi se na osnovi Abergova pristupa mogla dobiti za praktične svrhe relativno upotrebljiva tehnika procjene ukupnog radnog opterećenja. Njena velika prednost bi bila jeftina i jednostavna primjena, koja ne bi zahtijevala visokokvalificirano osoblje.

Da bi se riješio problem određivanja statičnog napora, potrebno je imati:

- a) dobar način identifikacije i zapisivanja statičnog naprezanja (rada)
- b) dobru tehniku određivanja intenziteta statičnog naprezanja (rada).

Za identifikaciju statičnih naprezanja jedna od prvih tehnika koja nam se nameće jest tzv. metoda studija rada. Međutim, jedan od glavnih nedostataka ove metode jest upravo neosjetljivost za statični rad. Nadalje, neka istraživanja su pokazala da ova metoda nije dovoljno pouzdana ni objektivna (Moores, 1970; Tomlinson i Manenica, 1977; itd.).

Druga grupa tehnika za identifikaciju statičnog rada osniva se direktno ili indirektno na tzv. labonotaciji. Općenito govoreći, pogodne su za uzimanje uzoraka radnih situacija, pokreta, radnji i sl., ali trpe od nekih nedostataka kao i studij rada. Primjeri ovih tehnika su tzv. »labonotacija« (Hutchinson, 1954) i »Beneshovo notiranje plesnih pokreta« (Benesh i Benesh, 1956). Kember (1976) je primijenio Beneshovu tehniku za registriranje stavova tijela za vrijeme sjedenja. Sam Kember kaže da labonotacija nije pogodna za širu praktičnu primjenu jer zahtijeva vrlo dugi period uvježbavanja.

Priel (1974) je pokušao numerički definirati položaje tijela pri radu i na osnovi toga identificirati statične komponente rada. Ovu tehniku je relativno lako naučiti, ali je zbog velikog broja podataka, koje treba dovesti u vezu, obrada podataka komplicirana. Nedostatak joj je i to što uključuje podatke deskriptivne prirode.

Corlett, Madeley i Manenica (1979) izradili su tehniku snimanja za deset glavnih tjelesnih segmenata, gdje se odstupanja od »normalnog položaja« bilježe na posebnim dijagramima u terminima kutnih odstupanja u horizontalnoj i vertikalnoj ravnini. Uspoređivanjem rezultata dobivenih ovom tehnikom i simultanim foto snimanjem industrijskih radnih situacija (60 snimaka u minuti), dobivene su relativno visoke i značajne korelacije, koje govore o zadovoljavajućoj pouzdanosti i objektivnosti tehnike.

Na osnovi dobivenih rezultata, autori su identificirali radne situacije i lokalizirali tjelesna područja sa značajno prisutnom statičnom radnom komponentom. Daljnja istraživanja su pokazala da se ovom tehnikom mogu dobiti podaci o ekstenzitetu statičnog rada, ali ne i o njegovu intenzitetu.

Naredna istraživanja iz ove serije bila su usmjerena na traženje adekvatne tehnike (metode) za određivanje intenziteta statičnog rada. Rezultati nekih od tih istraživanja već su objavljeni (Corlett i Manenica, 1980; Manenica, 1980).

Poznato je da statični rad drukčije djeluje na neke tjelesne sustave nego dinamični. Ovo se prvenstveno odnosi na mišiće, kardiovaskularni i respiratorni sustav. Sharkey (1966) je pokazao da su promjene u srčanoj frekvenciji značajno drukčije za vrijeme statičnog rada, kad se usporede s ekvivalentnim dinamičnim radom. Nadalje, Myhre i Andersen (1971) utvrdili su da je aktivnost kardiovaskularnog sustava u uvjetima statičnog rada znatno otežana. Naime, zbog kontinuiranih mišićnih kontrakcija dolazi do djelomičnog blokiranja krvotoka u aktivnim mišićima što rezultira značajnim razlikama u sastavu metabolita u tim mišićima. Ovo se dešava kad mišićna kontrakcija prelazi po svom intenzitetu 20% maksimalne snage mišića.

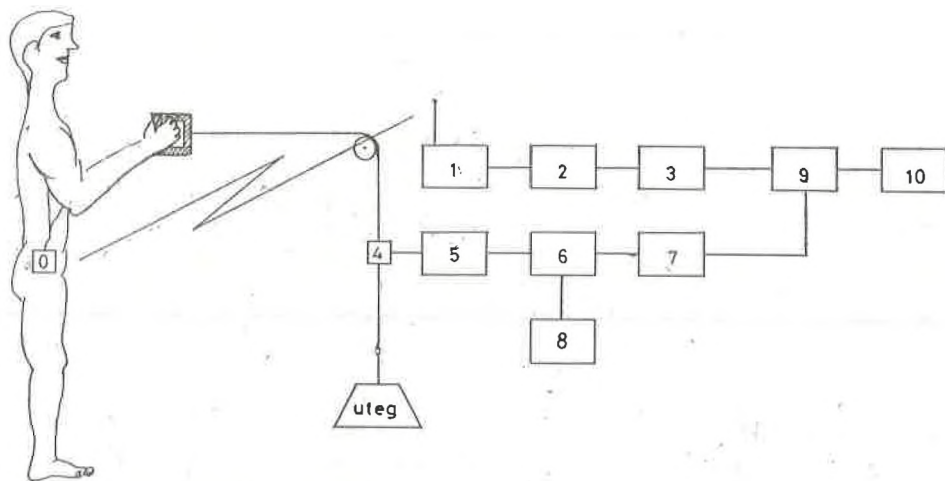
Cilj istraživanja, čiji će rezultati ovdje biti izneseni, bio je da se pokuša ispitati aplikabilnost nekih psihofizioloških postupaka u svrhu određivanja veličine statičnog rada nekih mišićnih skupina ili izoliranih mišića.

Komparacija promjena u srčanoj frekvenciji

Ovo istraživanje uključivalo je komparaciju promjena u srčanoj frekvenciji za vrijeme statičnog i ekvivalentnog dinamičnog rada. Sharkey (1966) je izvršio sličan eksperiment, međutim, postoji opravdana bojazan da nije uspio dobiti ekvivalente statičnog i dinamičnog rada, pa je to moglo utjecati na njegove rezultate.

Budući da je za statični rad vrlo teško naći ekvivalent u terminima fizikalnih jedinica kad ga se želi usporediti s dinamičnim radom, upotrijebljen je presosensor (piezo-stanica). Presosensor reagira na promjene sile, koja na njega djeluje, proporcionalnim promjenama u proizvodnji električne struje. U uvjetima statičnog opterećenja ovaj je uređaj bio pod kontinuirano istim opterećenjima, dok je za vrijeme dinamične manipulacije teretom (potezanje i popuštanje) njegovo opterećenje variralo u skladu sa silama koje su djelovale na teret (mišićna, gravitacijska i inercija). Vrijednost nastale električne struje u prvom slučaju bila je konstantno ista u jedinici vremena u datoj eksperimentalnoj situaciji, dok je u drugom slučaju bila varijabilna. Ovako dobiveni potencijali odlazili su u integrator, čiji se kondenzator praznio kad bi kumulirani potencijali dosegli određenu vrijednost. Eksperimentalni sklop je prikazan na slici 1. Posebni brojač je registrirao broj pražnjenja kondenzatora u jedinici vremena. Na osnovi broja pražnjenja, kojim je bilo izraženo opterećenje u statičnim i dinamičnim uvjetima rada, dobiveni su ekvivalenti radnog opterećenja u dvije različite situacije.

Ispitanici su bili deseterica muškaraca od 19 do 24 godine starosti. Njihov zadatak u uvjetima statičnog opterećenja bio je da povuku ručicu uređaja (Sl. 1.) i zadrže uteg 60 cm iznad poda u trajanju od pet minuta. U uvjetima dinamičnog rada ispitanik je u ritmu metronoma spuštao i dizao uteg (bez doticanja poda) 40 puta u minuti. Amplituda pomaka iznosila je 70 cm.



- | | |
|---------------------|------------------|
| 0. odšiljač | 6. integrator |
| 1. prijemnik | 7. brojač |
| 2. kardiotahometar | 8. osciloskop |
| 3. brojač | 9. registriranje |
| 4. piezoel. stanica | 10. analiza |
| 5. el. pojačalo | |

Sl. 1. Shema eksperimentalne situacije

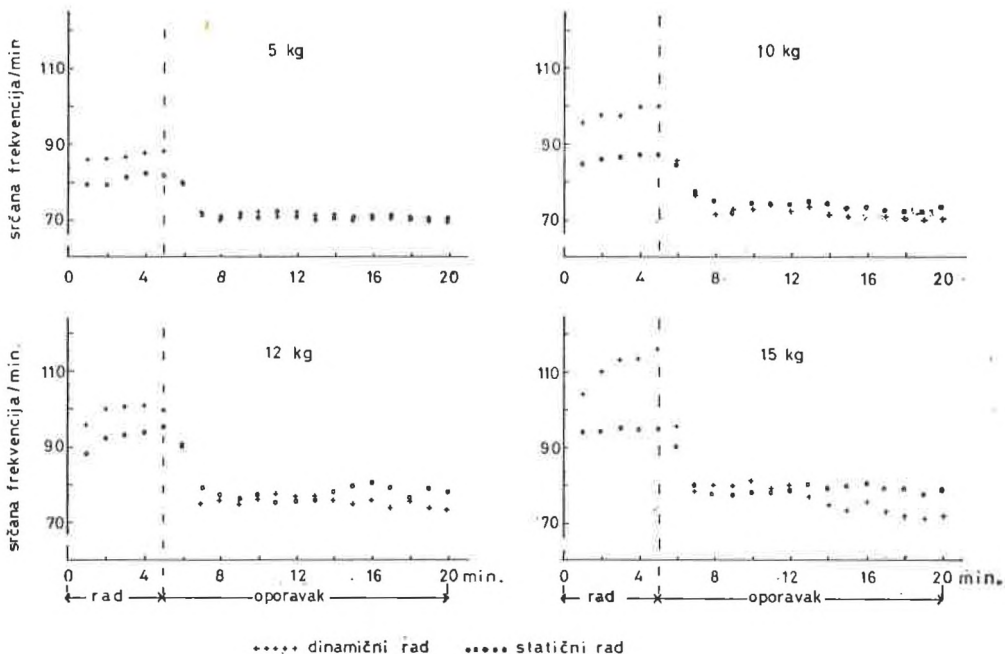
Težina upotrijebljenih utega u dinamičkoj i statičnoj radnoj situaciji iznosila je 5, 10, 12 i 15 kg. Slijed eksperimentalnih situacija bio je organiziran po principu latinskog kvadrata. S pomoću elektroda pričvršćenih na odgovarajuća mjesta na grudima ispitanika, i telemetrijskog uređaja, na kardiotahometru je kontinuirano registrirana srčana frekvencija svakog ispitanika. Registriranje se vršilo u stanju mirovanja (10 min), u stanju opterećenja — statičnog ili dinamičnog — (5 min) i u stanju oporavka (15 min).

Dobiveni rezultati pokazuju (Sl. 2.) da je srčana frekvencija bila na višoj razini za vrijeme dinamičnog opterećenja. Situacija je ponešto obrnuta za vrijeme oporavka, i to posebno kod većih opterećenja.

Ako se, pak, srčanu frekvenciju u stanju mirovanja uzme kao refereničnu točku (nula), a prosječnu frekvenciju za vrijeme opterećenja kao 100, vidljivo je da su vrijednosti i tijekom relativnog oporavka nakon ekvivalentnih opterećenja u uvjetima statičnog i dinamičnog rada značajno različiti. (Sl. 3.).

Usporedba efekata opterećenja u dinamičnoj i statičnoj radnoj situaciji, gdje je njihov učinak na srčanu frekvenciju bio približno jednak (10 kg u dinamičnoj i 15 kg u statičnoj radnoj situaciji), pokazuje značajne razlike u apsolutnim i relativnim terminima za vrijeme oporavka (Sl. 4). Čak i nakon 15 minuta oporavka razlika u srčanoj frekvenciji je oko 30%. Rezultati pokazuju da statični i dinamični rad imaju različite efekte na srčanu frekvenciju za vrijeme rada. Nadalje, za vrijeme oporavka efekti statičnog rada znatno su duže prisutni.

Kad je riječ o razini srčane frekvencije za vrijeme oporavka nakon statičnog rada, može ju se pokušati objasniti u terminima neke vrste



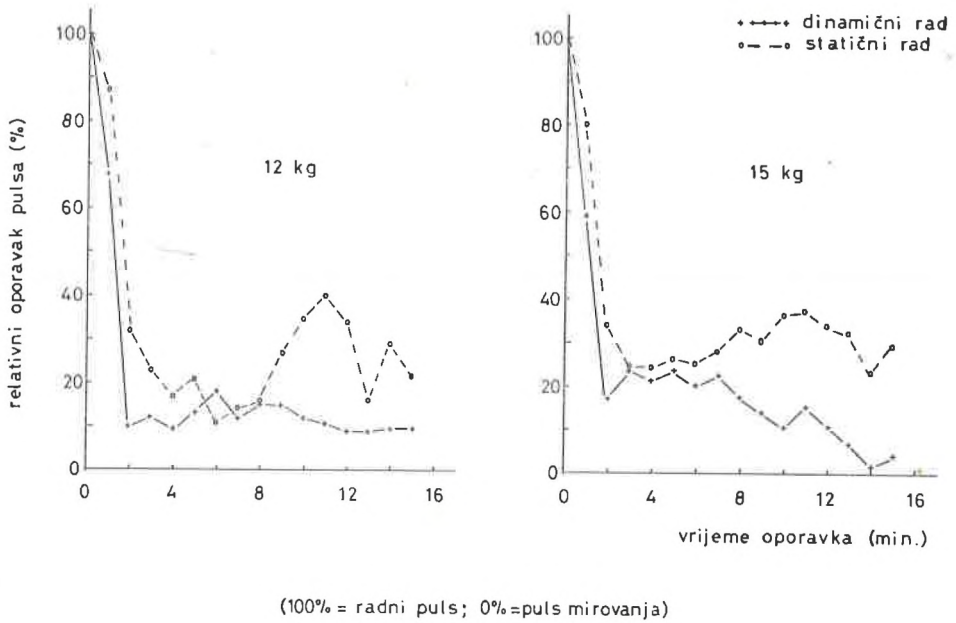
Sl. 2. Srčana frekvencija za vrijeme i nakon rada različitog intenziteta

»fiziološkog duga«, koji je uvjetovan različitošću lokalnih promjena u mišićima za vrijeme dviju vrsta rada. Naime, statično opterećenje većih intenziteta od 15% (Rohmert, 1973) ili 20% (Myhre i Andersen, 1971) maksimalne snage mišića, nepovoljno djeluju na lokalni krvotok. Zbog toga najvjerojatnije dolazi do razlika u sastavu metabolita, tj. nagomilavanju metabolita u uvjetima izometrične kontrakcije. Moguće je da nagomilani metaboliti, i/ili razlike u njihovom kemizmu, preko kemoreceptora, uvjetuju bar dijelom razliku u razini srčane frekvencije za vrijeme oporavka nakon dviju vrsta rada. Drugi dio te razlike može se pripisati povećanoj srčanoj aktivnosti koja je stvarno potrebna za restauraciju lokalne fiziološke ravnoteže.

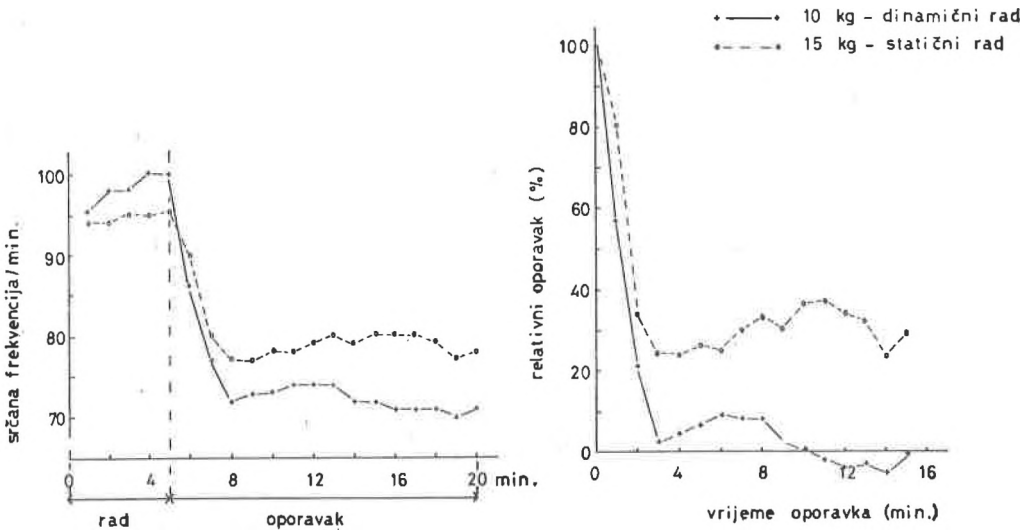
Iz rezultata slijedi, da je u svrhu određivanja veličine statičnog rada i njegovih efekata na radnika potrebno uzeti u obzir, ne samo efekte za vrijeme rada, nego i efekte koji perzistiraju nakon rada. Fiziološka »cijena koštanja« takvog rada je napotpuna bez praćenja procesa fiziološke rekuperacije. Taj proces je značajno duži nakon statičnog rada u usporedbi s ekvivalentnim dinamičnim radom.

EMG i subjektivna procjena statičnog napora

Drugim istraživanjem nastojalo se utvrditi da li integrirani elektromiogrami (IEMG) i subjektivna procjena neudobnosti (boli) u mišićima odražavaju biomehaničko opterećenje mišića leđa koji su najčešće izloženi dugotrajnim statičnim naprezanjima. U toku eksperimenta, u kojem je sudjelovalo šest ispitanika (muškarci — 23—30 godina starosti), registri-



Sl. 3. Relativni oporavak srčane frekvencije nakon rada različitog intenziteta i vrste



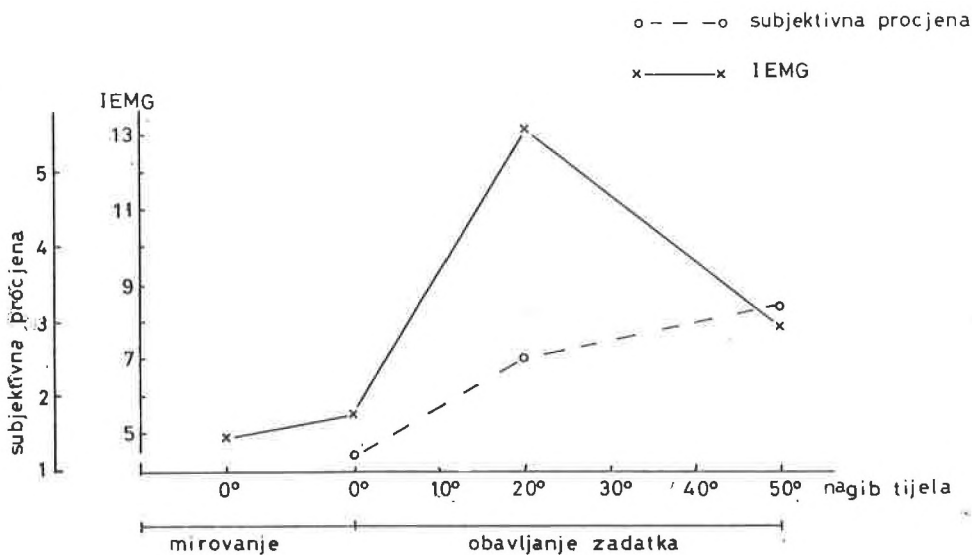
Sl. 4. Usporedba oporavka nakon statičnog i dinamičnog rada, koji su se odvijali na sličnoj razini srčane frekvencije

rane su IEMG i subjektivne procjene boli na desnom sacrospinalisu u tri različite situacije.

U prvoj situaciji, ispitanik je stajao uspravno s potpuno ispruženim rukama i u visini ramena obavljao tzv. »tapping« zadatak. U narednoj situaciji, ispitanik je obavljao isti zadatak u, prema naprijed, nagnutom položaju za 20° . Treća radna situacija je zahtijevala nagib ispitanika od 50° . Biomehantičke karakteristike ispitanika uzete su u obzir, pa su u datoj eksperimentalnoj situaciji svi bili u istom relativnom položaju. EMG elektrode su bile postavljene na desni sacrospinalis, udaljene 70 mm jedna od druge, i isto toliko od kuka i kralježnice. Treća elektroda je bila postavljena na neutralnu točku (uho). Upotrijebljen je modulni poligraf za snimanje bioloških varijabli, koji je uključivao i integrator biopotencijela. Dobiveni EMG kontinuirano su registrirani na svjetlosnom pišaču i brojaču broja pražnjenja kondenzatora, koji je bio sastavni dio integratora.

Svaki ispitanik je u toku eksperimentiranja dva puta u istoj poziciji obavljao zadatak. Slijed eksperimentalnih situacija varirao je po principu latinskog kvadrata, a njihovo trajanje je bilo četiri minute. Za vrijeme rada ispitanici su svake minute procjenjivali neudobnost (bol) u leđnim mišićima na skali od pet stupnjeva. Ispitanici su imali dovoljno velik odmor između sukcesivnih eksperimentalnih situacija.

Rezultati pokazuju značajnu razliku u IEMG pri različitim stupnjevima sagnutosti tijela (Sl. 5.). Međutim, promjene u IEMG ne slijede promjene u kutu nagiba, tj. opterećenje sacrospinalisa. Kao što su pokazala mjerenja nekih drugih autora (Grieve i Pheasant, 1976), nakon tzv. kritične točke nagiba, gornji dio tijela počinju, osim mišića, podržavati i posteriorni ligamenti. Zbog toga, iako se statično opterećenje povećava, dolazi do smanjenja vrijednosti IEMG (Floyd i Silver, 1955).



Sl. 5. Prosječni IEMG i subjektivna procjena neudobnosti (boli) u mišiću sacrospinalisu pri različitim nagibu tijela (opterećenju)

Nasuprot IEMG, subjektivne procjene neudobnosti (boli) reflektiraju povećanje statičnog opterećenja leđnih mišića, što je u skladu s nekim ranijim istraživanjima (Corlett i Manenica, 1980).

Iz rezultata slijedi da IEMG nije dobar indikator statičnog opterećenja posturalnih leđnih mišića zbog promjenjivih biomehaničkih odnosa prilikom sagibanja tijela. Doživljajni aspekt ovakvog opterećenja također nije u korelaciji s IEMG, iako je slaganje nađeno u eksperimentima na nekim drugim mišićima (na pr. B u j a s, 1972). Čini se, da bi analiza koju su izvršili Grieve i Pheasant (1976), a koja je uključivala EMG i dužinu mišića, mogla dati rezultate koji bi se bolje korelirali sa statičnim opterećenjem. Međutim, ni ovakva analiza ne uključuje i ne odražava vremensku dimenziju trajanja opterećenja, pa joj je vrijednost ograničena.

Na kraju valja reći, da još nije nađen u cijelosti zadovoljavajući pristup određivanja intenziteta statičnog opterećenja određenih mišićnih skupina. Ovo se posebno odnosi na situacije s kompleksnijim biomehaničkim i antropometrijskim odnosima. Traženje valjane metode *a priori* ne isključuje nijednu poznatu metodu ili tehniku. Čini se, da se ipak krug sužava oko nekih fizioloških indikatora i subjektivnog procjenjivanja opterećenja od strane samog radnika.

Literatura

Aberg, U. et al., »Analysis of components and prediction of energy expenditure«, *International Journal of Production Research*, 6/1963, 3.

Benesh, R. and Benesh, J. (1956), *An introduction to Benesh dance notation*. London (A. and C. Black).

Bujas, Z., »La validité des évaluations subjectives de la fatigue«, *Le Travail Humain*, 35/1972, 2.

Corlett, E. N., Madeley, S. J. and Manenica, I., »Posture targetting: A technique for recording working postures«, *Ergonomics*, 22/1972, 3.

Corlett, E. N. and Manenica, I., »The effects and measurements of working postures«, *Applied Ergonomics*, 11/1980, 1.

Floyd, W. F. and Silver, P. H. S., »The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man«, *Journal of Physiology*, 129/1955, p. 184—203.

Grieve, D. W. and Pheasant, S. T., »Myoelectric activity, posture and isometric torque in man«, *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 16/1976, 1.

Hutchinson, A. (1970), *Labonotation*, London (Oxford University Press).

Manenica, I. (1980), »The relationship between posture, holding time and rest pauses«, In: S. Modic (ed.), *Papers II*, Ljubljana (Klinički center, TOZD Inštitut za medicino dela, prometa in športa).

Moore, B., »A comparison of work load using physiological and time study assessments«, *Ergonomics*, 13/1970, p. 769—776.

Myhre, K. and Andersen, L. K., »Respiratory responses to static muscular work«, *Respiration Physiology*, 12/1971, p. 77—89.

Priel, V. Z., »A numerical definition of posture«, *Human Factors*, 16/1974, p. 576—584.

Rohmert, W., »Problems of determination of rest allowances«, *Applied Ergonomics*, 4/1973, 2, 3.

Sharkey, B. J., »A physiological comparison of static and phasic exercise«, *The Research Quarterly*, 22/1966, 4.

Tomlinson, R. W. and Manenica, I., »A study of physiological and work study indices of forestry work«, *Applied Ergonomics*, 8/1977, 3.