

LISAD

Lisa 1. Töövahendi käivitamise elektromüograafiline analüüs

Electromyographic analysis of starting a power tool

S. Aia, M. Reinvee

Eesti Maaülikool, Tehnikainstituut, Farmitehnika ja Ergonoomika osakond

Abstract. This study analyses the impact of power tool handle placement on muscle activity with the aim to minimize the health impact to employee. Bitolino microcontroller together with electromyographic module Flexvolt are used to measure the muscle activity. The focus of the measurements was the muscle activity at the time of starting the power tool. The power tool used was a angle grinder. Three postures were analysed.

Key words: Electromyography, forearm muscles, Bitolino, power tools

SISSEJUHATUS

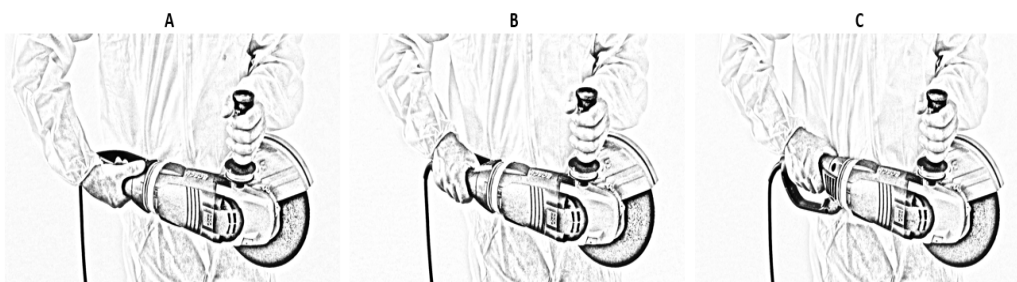
Lihaspinge ja sundasendid põhjustavad töötajatel mitmesuguseid vaegusi ning sellest tulenevalt uuritakse antud artiklis lihasaktiivsust elektritööriistadega töötamisel. Terviseriskid on suuresti tingitud füüsikalistest ja biomehaanikalistest teguritest nagu rakendatav jõud, töötaja asend tööriista suhtes, korduvad liigutused, stress ja vibratsioon [1]. Elektromüograafia (EMG) uurib lihastes tekkivaid bioelektrilisi signaale, mis viivad lihase kontraktsioonini [2]. Lihaste bioelektrilise aktiivsuse uuringud pneumaatiliste mutrikeerajate kasutamisel näitavad, et töötaja asend omab olulist mõju lihaste aktiivsusele ja erinevate seadmete puhul ei täheldata väga suuri erinevusi [3]. Radwin jt uuring näitab, et tööriista käivitamine on lihasaktiivsuse ja haardejõu seisukohast kõige olulisem tööfaas [4]. Antud artiklis keskendutakse töötaja koormusele elektritööriistaga (ketaslõikuriga BOSCH GWS 24-230 LVI) töötamisel, seda kolme erineva tööasendi puhul. Uuring vaatleb tööriista käepideme asendi mõju lihasaktiivsusele ning mil viisil on võimalik vähendada töötaja lihaspinget tööriistaga pikema aja jooksul töötamisel.

MATERIAL JA METOODIKA

Uuringu käigus mõõdeti käe lihaste aktiivsust elektritööriistaga töötamisel kolmes asendis (joonis 1). Asendi A puhul on töövahendi käepide keeratud risti töövahendi löikekettaga ning seadmega töötades on küünarvars supineeritud ning ranne painutatud (fleksioon) ca 45-kraadise nurga all. Töövahendi käivitamine toimub suuresti nimetis ja keskmise sõrmega. Asendi B juures on töövahendi käepide samas asendis nagu asendi A puhul, küünarvars neutraalasendis, kuid seadme

käivõtamine toimub pöidlaga. Asendi C puhul on töövahendi käepide keeratud piki ketta liikumise suunda. Töövahendi käivitamisel langeb põhiline koormus nimetis ja kesmisele sõrmele.

Mõõdeti parema ja vasaku käe pindmisele sõrmpainutaja (m. flexor digitorum superficialis), sõrmedesirutaja (m. extensor digitorum) ning õlavarre kakspea lihase (m. biceps brachii) bioelektrilist aktiivsust. Andmehõiveks kasutati biosignaalide mõõtmiseks mõeldud [5] 10-bitist mikrokontrollerit Bitalino (PLUX wireless biosignals S.A., Portugal), mille külge ühendati nelja kanaliline elektromüograafia moodul FlexVolt (Flexvolt Biosensor, USA). Andmetöötluse huvides mõõdeti lisaks lihaste bioelektrilisele aktiivsusele ka töövahendi vibratsiooni kiirendusanduriga ADXL335 (ITEAD Intelligent Systems Co.Ltd, Hiina). Vibratsiooni amplituudi kasutati asendite ja kordusmõõtmiste tulemuste sünkroniseerimiseks. Iga vaatlusalune käivitas töövahendit kokku 18 korda (kolm asendit, kolm kordust, vasaku ja parema käe elektrilist aktiivsust mõõdeti eraldi).



Joonis 1. Tööriistaga töötamise asendid.

Figure 1. Working positions with operating the power tool.

Katse käik (töotsükkel) jagati tinglikult kolmeks: kaks sekundit ettevalmistusajaks, kuus sekundit ketasloikuril käivitamisjärgseks töötamiseks ja üheksa sekundit ketta pöörlemise peatumiseks. Väsimuse mõju vähendamiseks jäeti katsete vahele kahe minutiline paus.

Mõõtmistulemuste töötlemiseks kasutati arvutiprogrammi Matlab (MathWorks, Inc., USA), lihaste bioelektrilise aktiivsuse andmed filtreeriti Butterworth tüüpi ribapääs filtriga 10...450 Hz, seejärel filtreeriti signaali amplituudi absoluutväärtust Butterworth tüüpi madalpääsfiltriga, mille lõikesagedus oli 2 Hz. Asendite võrdlemiseks leiti eeltoodud viisil töödeldud bioelektrilise aktiivsuse töötsükkli kestusel (15 s) vastav integraal. Lihastevaheliseks võrdluseks lihaste bioelektriline aktiivsus normaliseeriti skaalal rahuoleku aktiivsus kuni referents kontratsiooni aktiivsus (valem 1).

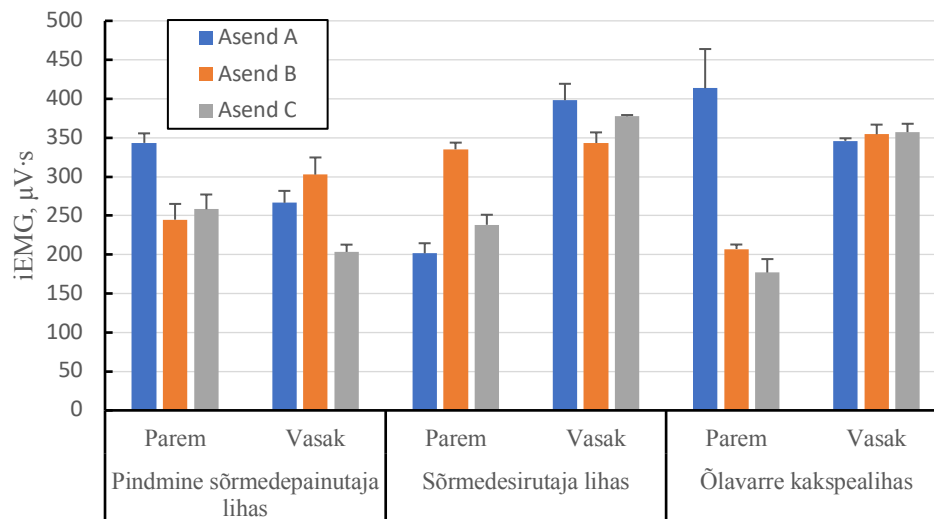
$$nEMG = \frac{EMG - \min EMG}{refEMG - \min EMG} \quad (1)$$

- kus: nEMG – emg normaliseeritud aktiivsus %;
refEMG – lihase emg aktiivsus referentskontratsioonil, μV ;
minEMG – lihase emg aktiivsus rahuolekus, μV ;
EMG – lihase emg aktiivsus, μV .

Referents kontraktsiooniks valiti töövahendi hoidmine ühe käega, säilitades seejuures 90° nurka õlavarre ja küünarvarre vaheli

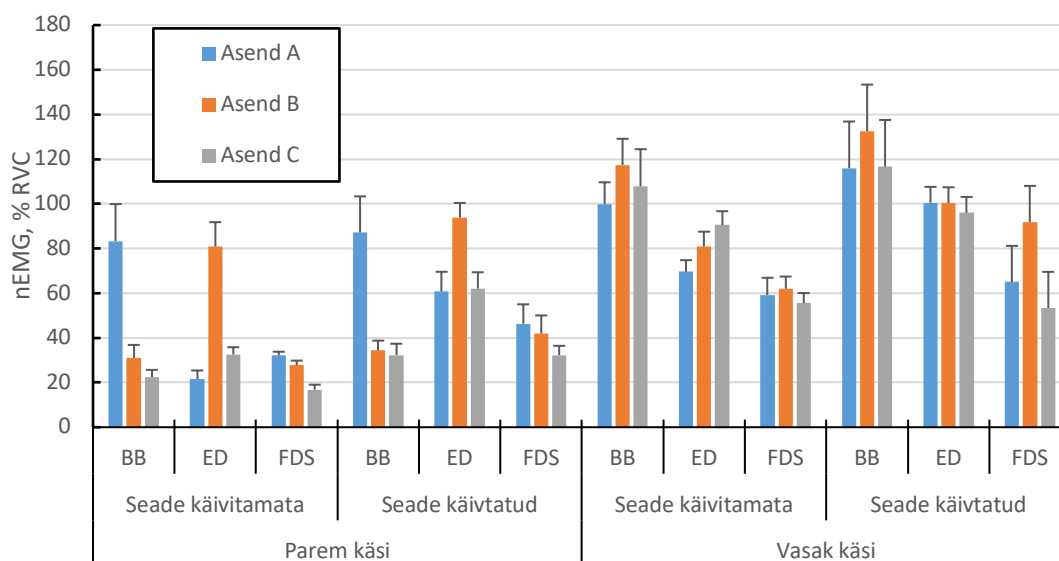
TULEMUSED JA ARUTELU

Kogu töötsükli iseloomustava integreeritud EMG väärtused kolme tööasendi korral on esitatud joonisel 2. Suurem, kuid asendite lõikes vähem muutuvam lihasaktiivsus avaldub vasakul käel, mis peab hoidma töövahendit ning fikseerima kauguse töötajast. Parem käsi toimib töötamise protsessis töö täpsuse ja seadme käivitamise tagamise rollis ning lihasaktiivsus sõltub tööasendist. Ootuspäraselt on asendi C puhul on mõlema käe puhul lihasaktiivsus madalam kui teiste uuritud asendite puhul. Ülevaade lihasaktiivsuse suurenemisest seadme käivitamisel on esitatud joonisel 3.



Joonis 2. Töötsükli (15 s) Integreeritud EMG

Figure 2. Integrated EMG of a 15 s work cycle.



Joonis 3. Ülevaade lihasaktiivsuse muutustest erinevatest tööasendites töövahendi käivitamisel.[6]

Figure 3. An overview regarding the changes in muscle activity upon starting the power tool.[6]

Vasaku käe mõõtmistulemused erinevad üsna vähe asendite lõikes, mis tähendab, et töövahendi sõltumata tööasendist on vasaku käe ülesanne töövahendi hoidmine (hoitav mass on konstantne). Parema käe puhul varieeruvad mõõtmistulemused rohkem, sõltudes nii randme kui küünarvarre asendist. Loogiline on ka mõlema käe lihaste bioelektrilise aktiivsuse muutused käivitamata töövahendi ja käivitatud töövahendi puhul. Tulemustest on näha, et elektrilise aktiivsuse suurenemist kõikide uuritavate lihaste osas. Enamasti on normaliseeritud emg väärtus alla 100%, mis tähendab, et kahe käega töövahendi hoidmisel jaotub töövahendi hoidmisest tulenev koormus käte vahel. Paraku sõltub lihase bioelektriline aktiivsus lisaks kontraktsioonil tekitatavale jõule ka lihase pikkusest [2]. Küünarvarre ja õlavarre vahelise nurga muutumine on seotud õlavarre kakspealihase pikkusega, seetõttu on õlavarre kakspealihase normaliseeritud emg suurem referentskontraktsiooni tulemustest s.o >100%.

JÄRELDUSED

Mõõtmistulemustest lähtudes ei muutunud vasaku käe lihasaktiivsus uuritud kolme asendi puhul eriti, kuna vasaku käe positsioon jäi kõigi asendite puhul samaks. Sellest tulenevalt tuleb edasistes mõõtmistes keskenduda ainult parema käe lihasaktiivsuse mõõtmisele, mis asendite lõikes rohkem varieerus.

KASUTATUD KIRJANDUS

- [1] Armstrong TJ, Radwin RG, Hansen DJ, Kennedy KW. 1986. Repetitive trauma disorders: job evaluation and design. *Hum Factors*. 28(3), 325-336.
- [2] Kumar S. Electromyography in Ergonomics. 1-2, 1996.
- [3] Forsman M, Cyren H, Möller T, Kadefors R, Mathiassen SE. "Muscle activity during securings with pneumatic nutrunners" Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress. 2000.
- [4] Radwin R G, Vanbergeijk E, Armstrong T J. "Muscle response to pneumatic hand tool torque reaction forces" *Ergonomics*, vol. 32 no 6, pp 655-673, 1989.
- [5] J. Guerreiro, A. Lourenço, H. Silva, and A. Fred, "Performance Comparison of Low-cost Hardware Platforms Targeting Physiological Computing Applications," *Procedia Technol.*, vol. 17, pp. 399–406, 2014.
- [6] R. Merletti and P. Torino, "Standards for reporting EMG data," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 9, no. 1, pp. 3–4, 1999.

Lisa 2. Lihtlitsents lõputöö salvestamiseks ja üldsusele kättesaadavaks tegemiseks ning juhendaja(te) kinnitus lõputöö kaitsmisele lubamise kohta

Mina, Sander Aia, sünniaeg 03.04.1988,

1. annan Eesti Maaülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda koostatud lõputöö

(lõputöö pealkiri)

mille juhendaja on Märt Reinvee,

(juhendaja(te) nimi)

- 1.1. salvestamiseks säilitamise eesmärgil,
- 1.2. digiarhiivi DSpace lisamiseks ja
- 1.3. veebikeskkonnas üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile;

3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Lõputöö autor _____
(allkiri)

Tartu, _____
(kuupäev)

Juhendaja kinnitus lõputöö kaitsmisele lubamise kohta

Luban lõputöö kaitsmisele.

Märt Reinvee
(juhendaja nimi ja allkiri)

(kuupäev)