Muskler en kompakt massa eller urskiljbara delelement?

I den här delen tänkte jag ta upp lite om hur signaler genereras i muskler och hur man kan mäta dessa. Tyngdpunken är tänkt att ligga på mätning och registrering av EMG, men för att förstå vad man mäter kommer först en beskrivning av hur en muskel principiellt är uppbyggd.

Som alltid så finns det flera typer av muskelvävnad men för att exemplifiera så tänkte jag beskriva skelettmuskelvävnad. En muskel består av åtskilliga anhopningar av muskelfibrer. Muskelfibrerna består i sin tur av fibriller. Till en och samma muskelfiber går det endast en nerv. En nerv å andra sidan kan gå till flera muskelfibrer, nerver som går till muskler kallas motoriska nerver. Nerven och muskelfibrerna som den går till kallas tillsammans för en motorisk enhet. I gränszonen mellan nerv och muskel återfinns en synaps och en receptor. När en aktionspotential når synapsen utsöndras acetylkolin (ACh). Receptorn för ACh aktiveras och släpper in Na^+ och skapar en potentialförändring i muskelfibern. Denna potential utbreder sig längs cellmembranet på samma sätt som i nerver (se första delen). Potentialförändringen gör att spänningsstyrda Ca^{2+} kanaler aktiveras i sarkoplastiska retiklet som fungerar som en Ca behållare. När Ca joner kommer fria så kontraheras muskelfibern. När en muskel skall relaxera så krävs två saker. Först och främst måste ACh avlägsnas från receptorerna, detta sker kontinuerligt av enzymet acetylkolinesteras. Då inget ACh finns närvarande genereras inga aktionspotentialer och därmed utsöndras heller inget Ca^{2+}. För det andra så krävs att de fria Ca^{2+} i musklerna försvinner, vilket sker med hjälp av Ca pumpar som pumpar tillbaks Ca in i det sarkoplastiska retiklet och därmed upphör kontraktionen och muskeln går tillbaks till viloläget.

En muskel stimuleras som sagt genom att en nervsignal når en motorisk endplatta och därifrån fortplantar sig ut i muskeln. Nervsignalen i sin tur skapas antingen viljemässigt eller som en reflex. Viljemässiga signaler genereras i hjärnan. Reflexer alstras perifert, tex sträckreflexen som alstras när en muskel tänjs ut eller reflexen som drar bort handen när man bränner sig. Sådana reflexer går endast upp till ryggmärgen innan de vänder och går ned och aktiverar muskeln.

Vad kan man då mäta som har med muskelaktiviteten att göra?

Det finns flera muskelrelaterade mätmetoder bla kan nämnas Elektromyografi (EMG), Ledningshastigheter i motoriska nerver (MCV) och aktivitet i perifera nerver - Elektroneurografi (ENeG).

De aktionspotentialer som genereras i muskler mäts med EMG. EMG kan avledas dels från huden sk ytelektroder. Man får då en samlad uppfattning om aktiviteten i den underliggande muskelvävnaden. Betydligt mer information kan man få genom att använda olika typer av nålelektroder. Med en nålelektråd kan man mäta aktivitet från enskilda motoriska enheter. Olika typer av nålar ger olika information från muskeln. En monopolär nålelektrod ger ett sfäriskt upptagnings område för signaler. En koncentrisk nålelektrod innehåller två ledare, en inre och en yttre, den inre är isolerad från den yttre som fungerar som jord. Nålen har en sned snittyta som gör att upptagningsområdet blir skärmat bakåt i förhållande till snittytan. För att mäta enskilda muskelfibrer kan en ”singel fiber” nål användas. Dessa är skärmade med ett hål för ledaren mitt i nålen. Resultatet blir en liknande skärmning som för den koncentriska nålen men området som den tar upp signaler från är mer inskränkt, vilket medför att endast de fibrer som ligger närmast mot hålet kommer att ge utslag. För att mäta impulshastigheten i en muskelfiber kan två elektroder appliceras längs muskeln och hastigheten räknas ut från tidsförskjutningen som uppstår.

En normal muskelpotential har en duration på 2-10ms och en amplitud på 50µV till 2mV. För muskler som inte har några defekter ligger frekvensomfånget hos EMG:et under 300 Hz, men för att kunna registrera patologiska signaler så behöver man ha mätutrustning som klarar frekvenser på åtminstone 5000 Hz. Det man vill studera i ett EMG är dels i förekommande fall ofrivilliga urladdningar sk fibrillationer. Fibrillationer uppkommer spontant i denerverade muskler ett par veckor efter det att en skada uppstått. Dessa har kortare varaktighet och lägre amplitud än vanliga urladdningar beroende på att det inte är hela motoriska enheter som urladdas. Typiskt kan durationen vara 1ms och amplituden mindre än 100µV. Under normalt muskelarbete kan man studera om en muskel utmattas med tiden, om det har skett ett bortfall av motoriska enheter, eller om potentialerna är polyfasiska. Vid myasthenia gravis tex minskar impulsernas amplitud gradvis under kontraktion pga att de neuromuskulära synapserna uttröttas. En skadad nerv syns i ett EMG som avsaknad av toppar vid kraftig ansträngning av muskeln, dvs alla motoriska enheter som skulle avfyrats får ingen signal. Genom att mäta på olika områden kan man av göra inervationsområdet för den skadade nerven. Polyfasiska potentialer uppkommer vid tex muskeldystrofier.

För att bestämma skador på nerver kan som tidigare nämnts mätningar göras i muskler och där bestämma vilka delar som är skadade. Vid vissa nervskador går dock signaler fram fast den skadade delen fördröjer signalen. Ett exempel på detta är när en nerv kommit i kläm eller om myelinskiktet blivit skadat på något annat sätt. Skadeutbredning och lokalisation vid sådan skada kan bestämmas genom att mäta nervledningshastigheten hos en nerv. Nervledningshastigheten mäts genom att elektriskt stimulera nerven på två ställen, dels distalt och dels proximalt. En vanlig EMG avledning görs från den muskel som nerven stimulerar. Genom att mäta latenstiden (svarstiden) och avståndet mellan det proximala och distala stimuleringsstället kan ledningshastigheten bestämmas över sektionen man mäter. För att ringa in en skada så mäter man på flera korta segment tills man hittar ett eller flera som avviker från det normala. Då man vill mäta ledningshastigheten för sensoriska nerver stimulerar man tex ett hudparti. Mätelektroder placeras över nerven.

Förutom att veta var och hur man skall mäta för att få önskade resultat måste man känna till hur man skall göra för att eliminera störningar. Signaler som alstras i kroppen är ofta mycket lägre än spänningar som genereras utanför kroppen och överförs till mätutrustningen via tex en kapacitiv koppling. En vanlig sådan är den som genereras av växelström. För att undvika störningar i möjligaste mån så brukar man driva skärmande utrustning till samma potential som ledningen. Man utnyttjar också differentialförstärkarteknik för att nedbringa störningar. Istället för att direkt jorda patienten så driver man patienten aktivt till jordpotential genom en motkopplad förstärkare. På det viset undviker man läckströmmar till jord samtidigt som en bra störningsundertryckningen erhålls.

Elektroderna är en annan källa till många problem när man vill mäta signaler från kroppen. Våra kroppsvätskor är fulla av joner och fungerar som elektrolyter. När en metallisk elektrod kommer i kontakt med en elektrolyt så sker det omfördelningar av elektroner och metallen kommer att polariseras. En enkel modell för detta är att det uppstår två jonlager med motsatt polaritet, ett lager i metallytan och ett lager i elektrolyten. Eftersom av ståndet mellan de två lagren är mycket små (atomära avstånd) kommer kapacitansen som uppstår att bli mycket hög enligt ekvation:

$$C = \mu\frac{A}{d}$$

där A är arean av den polariserade ytan och d är avståndet mellan laddningsskikten. För att mäta signaler med dessa elektroder krävs höga inimpedanser hos mätutrustningen. Härav följer att det är viktigt att ha så liten polariserbarhet som möjligt i elektroden. Ett vanligt material som ger goda egenskaper i form av icke polariserbarhet är silver-silverklorid. Andra bra elektrodmaterial är porösa material, dessa polariseras inte i samma utsträckning och får därför inte lika höga elektrodpotentialer. Ett exempel här är kolelektroder som används till exempelvis pacemakerar.

Av Henric Karlsson