

## Defibrilator

### Oprema

U ovoj vježbi potrebna je sljedeća oprema:

- defibrilator - Kontron Instruments Defibrillator 7501
- analizator sigurnosti defibrilatora - Biotek QED6

### Teorijske napomene

**Fibrilacija klijetki** (ventrikulska fibrilacija) je podrhtavanje klijetki prouzročeno podražajima s više mjesta na srcu, koje zbog toga ne mogu istiskivati krv iz srca, pa prema tome, ako to potraje dulje vrijeme, zbog nedovoljne količine krvi u srčanim arterijama i mozgu, redovito imaju smrtni ishod. Fibrilacija j može nastati kod srčanog infarkta i nekih srčanih aritmija te prolaskom struje kroz srce. No fibrilacija se isto tako može zaustaviti prolaskom jake struje kroz srce koja mora biti nekoliko puta veća od one što je može izazvati. Kod bolesnog srca često vrlo slaba struja može izazvati fibrilaciju. Struja veličine oko 2A, primijenjena žličastim elektrodama izravno na srce, dovoljna je da u većine pacijenata zaustavi fibrilaciju srca. Nakon kratkotrajnoga beznaponskog stanja srca u povoljnim okolnostima može se pojaviti srčani ritam. Ako se ovaj srčani ritam ne pojavi, može se strujni udar ponoviti još nekoliko puta dok se ne pojavi normalan srčani ritam. Katkada višestruka stimulacija ne završi uspješno.

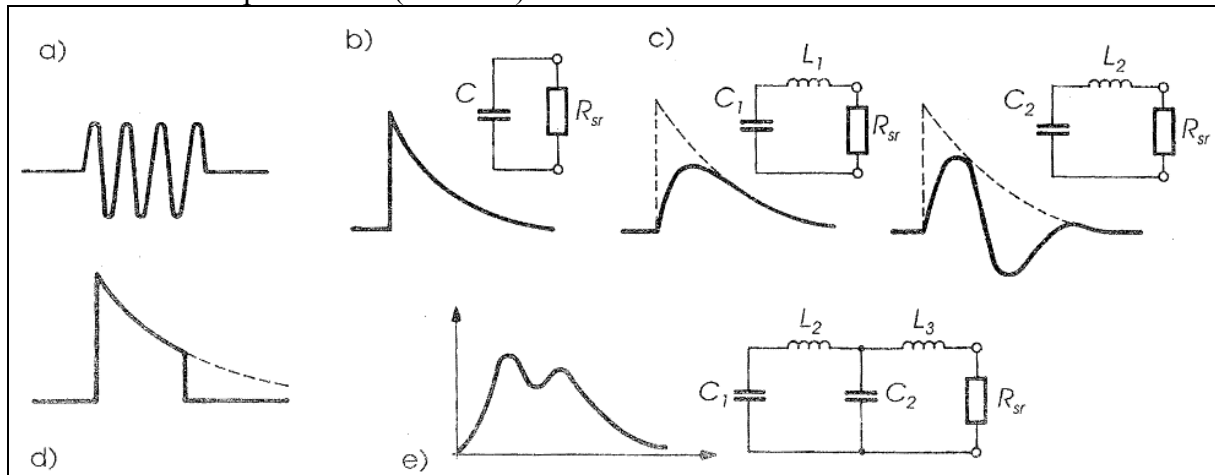
Zličaste elektrode mogu dobro obuhvatiti srce i upotrebljavaju se pri operacijama na otvorenom srcu. Inače se upotrebljavaju vanjske elektrode koje se prislanjaju na prsa. Tada su potrebne jače struje, od približno 5 do 6 A, da bi tekla dovoljna struja kroz samo srce koja bi zaustavila fibrilaciju.

**Defibrilator** omogućuje također i zaustavljanje srčanih aritmija kao i nekih vrsta tahikardija te fibrilacija i lepršanja pretklijetki (fibrilacija atrijska), što je poznato pod imenom **kardioverzija**. Defibrilacija se može provesti s manjim strujama i energijom impulsa preko elektrode smještene u jednjaku. To je **ezofagealna defibrilacija**. U ovom slučaju katkada se obavlja stimulacija s parom impulsa. Drugi impuls defibrilira i ona srčana mišićna vlakna koja su za vrijeme prvog impulsa bila u **refraktarnoj fazi**. Stimulacija se može provesti pravokutnim ili trapeznim valnim oblikom impulsa.

Valni oblici defibrilacijskih struja mogu biti različiti prema slici (Slika 1). U početku se defibrilacija provodila izmjeničnom strujom (Slika 1.a) dobivenom preko transformatora iz gradske mreže od 50 Hz, odnosno 60 Hz u trajanju od 100 do 250 ms sa strujama od 1 A do 2.5 A na otvorenom srcu za vrijeme operacije, dok su struje kod vanjske aplikacije iznosile oko 30 A. Uz napone od oko 300 do 1000 V takva stimulacija zahtijevala je velike i teške transformatore zbog velike potrebne snage. Osim toga nije bila moguća primjena na terenu.

Danas je prevladala uporaba impulsa modificiranoga eksponencijalnoga valnog oblika, prema slici (Slika 1.c), koji je poznat i pod imenom **sinusno-prigušenog** valnog oblika. Čist eksponencijalni oblik, prema slici (Slika 1.b), ne upotrebljava se više zbog prejake struje u svom početku koja može prouzročiti oštećenja srčanog mišića. Eksponencijalni valni oblik lako je i tehnički ostvariti pražnjenjem nabijenog kondenzatora, dok se „zatupljenje“ strujnog

šiljka zbog ograničenja početne struje, postiže dodavanjem induktiviteta  $L$  u seriju s kondenzatorom  $C$  prema slici (Slika 1.c).



Slika 1. Valni oblici defibrilacijskih struja: a) sinusoidni signal iz električne mreže; b) impulsi modificiranog eksponencijalnog oblika; c) istitravanje nastalo titrajnim krugom; d) odsječeni eksponencijalni valni oblik; e) s dva vrha.

Otpor srca  $R_{sr}$  pretežno je radni i iznosi približno  $50 \Omega$  zbog velike površine elektroda. Kapacitivnost  $C$ , induktivnost  $L$  i otpor  $R_{sr}$  čine serijski titrajni krug, koji se može prikazati diferencijalnom jednačbom u obliku:

$$\frac{d^2 i}{dt^2} + \frac{R_{sr}}{L} \frac{di}{dt} + \frac{i}{LC} = 0$$

čije je rješenje

$$i = \frac{U}{L\sqrt{\omega_0^2 - \delta^2}} e^{-\delta t} \cdot \sin \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2} t; \quad \omega_0^2 = 1/LC; \quad \delta = R_{sr}/2L$$

što predstavlja jako prigušeno titranje zbog velikog omjera  $R_{sr}/2L$  čiji je iznos inače obrnuto proporcionalan vrijednosti vremenske konstante. Valni oblik ovog signala prikazan je slikom (Slika 1.c).

Takav signal s negativnom poluperiodom u medicini naziva se **bifazičnim**, za razliku od **monofazičnog**, koji ima samo jednu pozitivnu poluperiodu. Na temelju istraživanja utvrđeno je da bifazični valni oblik ima prednost pred monofazičnim zbog većeg postotka uspješne defibrilacije i s manje aritmija nakon šoka. Osim toga, utvrđeno je da se može uspješna defibrilacija provesti s 50% manjom energijom stimulacije.

Energija  $E_c$  koja je kod defibrilacije na raspolaganju, ovisi o veličini kondenzatora  $C$  i naponu  $U$  na koji se kondenzator nabija pa je  $E_c = \frac{1}{2}CU^2$ . Kondenzatori koji se

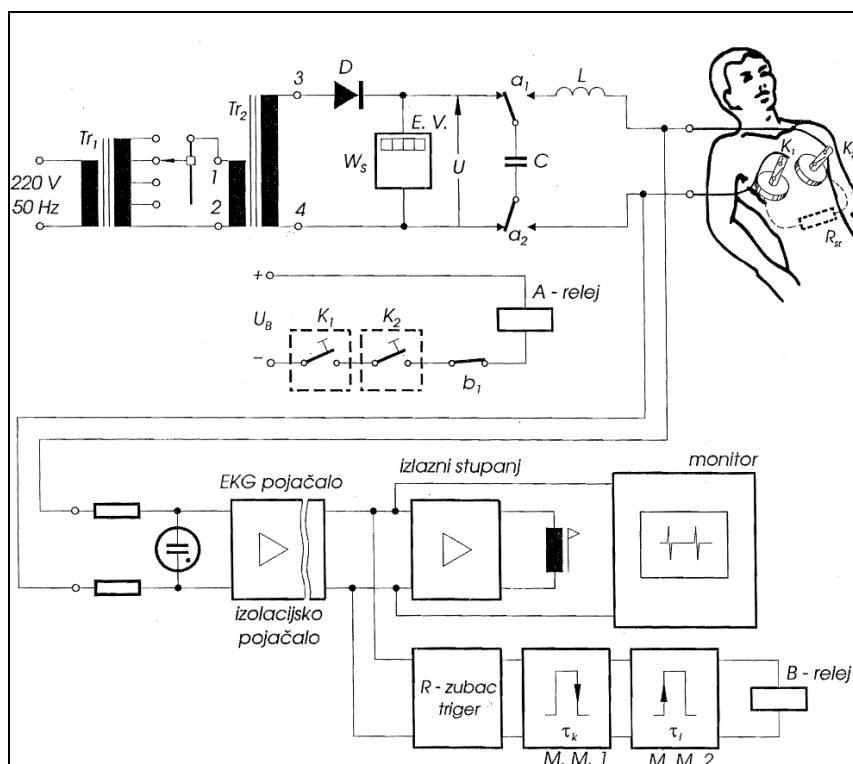
upotrebljavaju imaju kapacitivnost od 6 do 32  $\mu\text{F}$ , dok su naponi na koje se obično nabija kondenzator od 4 kV do 9 kV. Induktiviteti su u granicama od 0.1 H do 1 H. Najveća energija koja se običava uskladištiti u kondenzatoru je 400 Ws. To se može postići uz kondenzator od 16  $\mu\text{F}$  naponom od 7,07 kV prema izrazu za  $E_c$ . Za uspješnu defibrilaciju nije, svakako, uvijek potrebna energija od 400 Ws, pa se zato odabirom veličine napona  $U$  može odabrati potrebna energija  $E$  koja se kod šoka potroši na otporu srca i ostalog tkiva. Obično se energija potrebna za vanjsku aplikaciju kreće u granicama od 40 do 350 Ws. Energija  $E_{sr}$  koja se potroši na srčanom otporu  $R_{sr}$  jest

$$E_{sr} = \int_0^{t_2} \frac{u(t)^2}{R_{sr}} dt = \int_0^{t_2} i(t)^2 \cdot R_{sr} dt$$

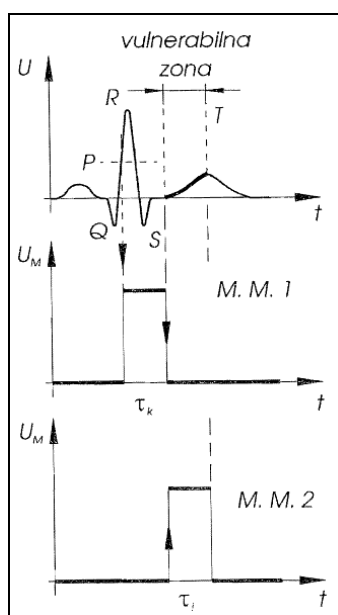
gdje su  $u(t)$  i  $i(t)$  naponski i strujni valni oblik u vremenskom intervalu od 0 do  $t_2$ .

Katkada se upotrebljava i odsječeni valni oblik što je za eksponencijalni oblik predočeno naslici (Slika 1.d). Pokazalo se naime, da ako eksponencijalni oblik impulsa naglo prekinemo kad je pao samo na polovicu napona  $U/2$ , preostali dio energije predstavlja samo četvrtinu ukupne energije, što za defibrilaciju nije bitno. Štoviše, pokazalo se da su kraći impulsi povoljniji u smislu uspješnosti defibrilacije, a s druge strane, preostali dio energije u kondenzatoru nije izgubljen i skraćuje vrijeme sljedećeg nabijanja. Odsječeni eksponencijalni valni oblik postiže se prekidom daljnjeg izbijanja kondenzatora.

Za postizavanje tupljeg vrha odnosno dobivanja »sedla« u valnom obliku mjesto kondenzatora  $C$  može se upotrijebiti i električna shema prema slici (Slika 1.e) s dva kondenzatora  $C$  i induktiviteta  $L$ . Takva se izvedba rjeđe upotrebljava.



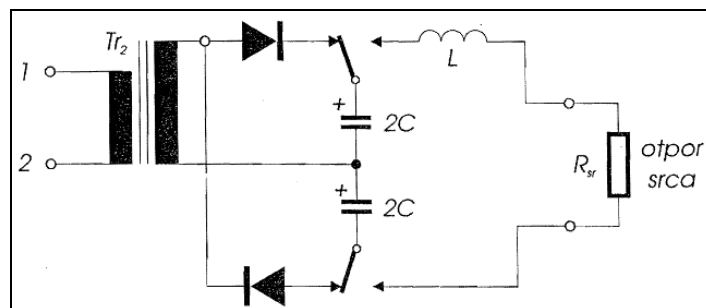
Slika 2. Električna shema defibrilatora.



Slika 3. Izbjegavanje vulnerabilne zone.

Električna shema jednoga defibrilatora prikazana je na slici (Slika 2) Budući da defibrilator služi i u **kardioverziji** za zaustavljanje različitih aritmija gdje je prisutan napon srca, a i nakon defibrilacija, kad se počinje uspostavljati srčani ritam potrebno je predvidjeti nemogućnost uključivanja impulsa defibrilacije u trajanju **vulnerabilne zone**. Upad impulsa pražnjenja kondenzatora u vulnerabilnu zonu prouzročio bi s velikom vjerojatnošću ponovnu fibrilaciju. Vulnerabilna zona nalazi se u području ST intervala srčanog valnog oblika, a opisana je slikom (Slika 3).

Kondenzator C nabija se na napon  $U$  tijekom 10 sekundi. Napon  $U$  dobiva se preko mrežnog transformatora  $Tr_1$  i visokonaponskog transformatora  $Tr_2$ . Mrežni transformator ima na svom sekundarnom namotaju više priključaka za dobivanje željenog napona  $U$ , odnosno prema izrazu za  $E_c$  željene energije koja će se nakupiti u kondenzatoru  $C$ . Diodom  $D$  ispravlja se izmjenični visoki napon u poluvalni istosmjerni (ispravljanje može biti i punovalno). Elektronski voltmetar mjeri napon  $U$ , ali može biti **umjeren u  $Ws$** , tj. u jedinicama energije uz poznatu kapacitivnost  $C$ . Promjena odvoda na sekundaru mrežnog transformatora i na taj način promjena napona, obavlja se ručno, jer se ne smije izvoditi na sekundaru visokonaponskog transformatora zbog visokog napona kojim bi bio rukovatelj ugrožen. Kondenzator je kontaktima  $a_1$  i  $a_2$  releja  $A$  spojen na istosmjerni visoki napon  $U$ , dok kroz namotaj releja  $A$  ne teče struja. Kada se zatvore kontakti  $K_1$  i  $K_2$  istovremeno proteče struja kroz namotaj releja  $A$  i privuče kotvu koja prebaci kontakte  $a_1$  i  $a_2$  na drugu stranu kada se kondenzator  $C$  prazni preko zavojnice  $L$  i otpora srca bolesnika  $R_{sr}$ . Tako se vrši električni šok.



Slika 4. Defibrilator s udvostručenjem napona.

Na slici (Slika 4) prikazana je i druga mogućnost s udvostručenjem napona dobivenog na sekundaru transformatora. U ovom slučaju potrebna su dva kondenzatora s dvostrukom kapacitivnošću  $2C$ .

Zbog sigurnosnih razloga treba spojiti oba kontakta  $K_1$  i  $K_2$  istovremeno da se ne bi slučajnim pritiskom samo jednog kontakta kondenzator počeo prazniti u neželjenom trenutku.

Da bi se spriječilo pražnjenje kondenzatora  $C$  za vrijeme trajanja vulnerabilne zone ( $\tau$ ) pri prekidi srčanih aritmija ili pri pojavi normalnog srčanog ritma, izveden je uređaj prikazan u donjem dijelu slike (Slika 2). Taj uređaj ujedno je i jednokanalni elektrokardiograf za promatranje srčanog ritma nakon fibrilacije i za praćenje uspješnosti za vrijeme defibrilacije. Zbog navedenih razloga priključuje se ulaz EKG-pojačala na elektrode tako da se postavljanjem elektroda na prsa pacijenta može prikazati na monitoru odnosno katodnoj cijevi napon srca, ako postoji. Na isti način prati se uspješnost defibrilacije ili prekidanje aritmije. Uz EKG pojačalo, koje na ulazu ima tinjalicu (plinom punjena cijev) za zaštitu od prenapona, nalazi se i izlazni stupanj s pisačem i osciloskopom kao monitorom za promatranje EKG-a. Zaštitno djelovanje tinjalice od prenapona je u tome da pri određenom naponu (SO-90V) ona provede odnosno dođe do tinjavog izbijanja i time vođenja struje te se onemogućuje daljnje povećanje napona na ulazu. EKG pojačalo je plivajuće i izolacijsko, tako da dopušta prisutnost 7 kV napona između ulaznoga i izlaznoga dijela pojačala bez proboja.

Da bismo se zaštitili od nepoželjnog pražnjenja kondenzatora  $e$  u vulnerabilnoj zoni, priključen je komparator koji dovodi do promjene naponskog stanja na svom izlazu pri pojavi R-zupca. Napon komparacije  $U_k$  postavljen je na vrijednost oko polovice napona R-zupca, prema slici (Slika 3). Komparator okida monostabil s trajanjem kvazistabilnog stanja u trajanju  $T_k = 30$  ms i zatim taj monostabil svojim silaznim bridom upravlja drugim monostabilom s kvazistabilnim stanjem 1; u trajanju od 80 do 100 ms potrebnim da se izbjegne vulnerabilna zona. Za vrijeme trajanja impulsa 1; teče struja iz monostabila M.M.2 kroz namotaj releja B, koji privlačenjem kotve otvara kontakt  $b_1$  (mirni kontakt) i na taj se način prekida strujni krug releja A bez obzira na to jesu li sklopke  $K_1$  i  $K_2$  zatvorene odnosno pritisnute ili nisu.

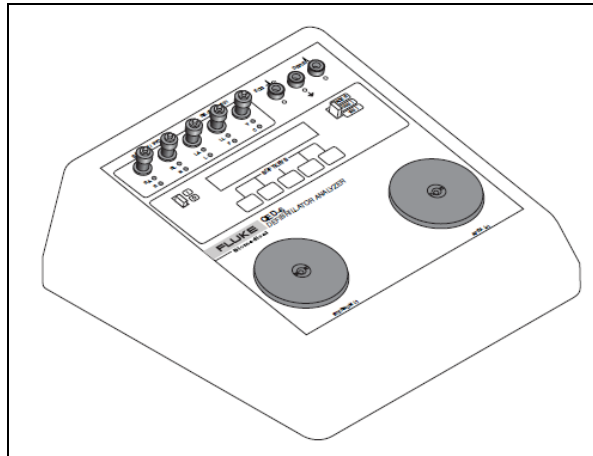
Defibrilator mora imati mogućnost primjene u područjima bez priključka na električnu mrežu, kao u kolima hitne pomoći i izvan vozila. U tom se slučaju defibrilator pogoni priključkom na akumulator vozila ili nezavisni akumulator. Niski napon od 12 V pretvara se u visoki napon potreban za defibrilaciju srca **istosmjerno-istosmjernim pretvornikom**. Taj pretvornik može biti jednotaktni koji radi u zapornom području i koji može ostvariti visoki stupanj djelovanja od približno 80% i koji ne ovisi o opterećenju ili dvotaktni, propusnog tipa, koji ovisi o opterećenju. Frekvencija prekapčanja obično je nešto veća od 1000 Hz na koji način se dobivaju manje dimenzije transformatora.

## **Rad u laboratoriju**

Analizator sigurnosti defibrilatora – BioTek QED-6 namijenjen je:

- mjerenju predane energije u (J) ili (Ws) od strane ispitivanog defibrilatora na otpor koji simulira otpor ljudskog tijela,
- mjerenju struje kroz simulirani teret od  $50 \Omega$  za raspon energija u rasponu 0 – 100 J,
- mjerenju sinkronizacije u milisekundama između početka Q vala ili R šiljka koje simulira analizator i trenutka okidanja defibrilatora na taj signal,
- mjerenju vrha naponskog šiljka i vrha strujnog šiljka defibrilacijskog im pulsa
- mjerenju vremena punjenja kondenzatora defibrilatora

Analizator BioTek QED-6 nadalje posjeduje priključke za simulirane elektrokardiograme, izlaz za osciloskop i RS232 priključak za prijenos podatka na računalo ().

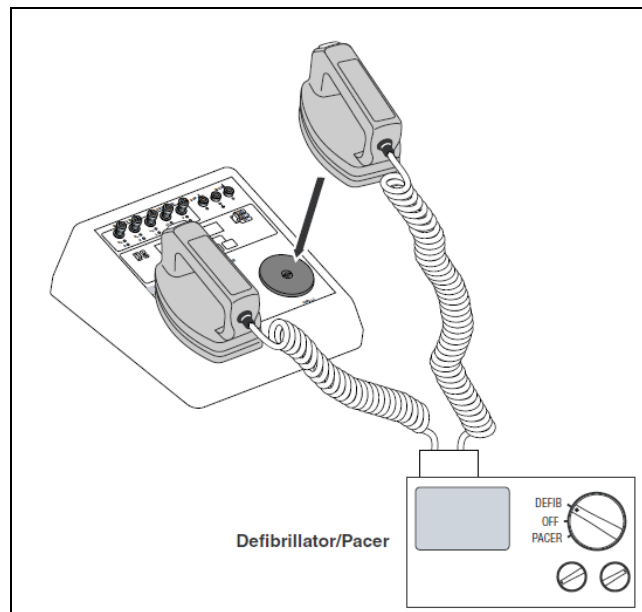


Slika 5. Analizator sigurnosti defibrilatora BioTek QED-6.

**1. Iz tehničke dokumentacije uređaja pronadite ove podatke:**

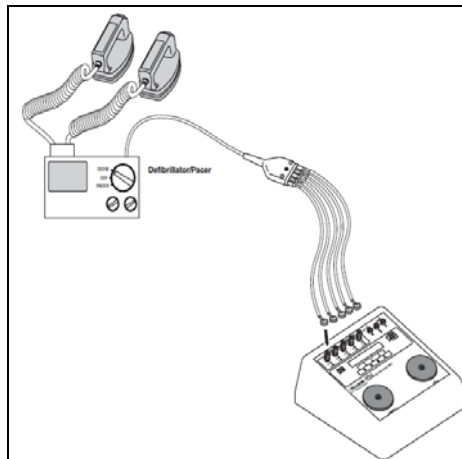
- a. Koliki se maksimalni napon smije dovesti na uređaj?
- b. Kolika se maksimalna energija smije isprazniti na uređaju?
- c. Kolika je točnost očitavanja predane energije?
- d. Kako je amplitudno, a kako vremenski skaliran signal kojeg je moguće prikazati na osciloskopu?

## 2. Mjerenje energije defibrilatora.

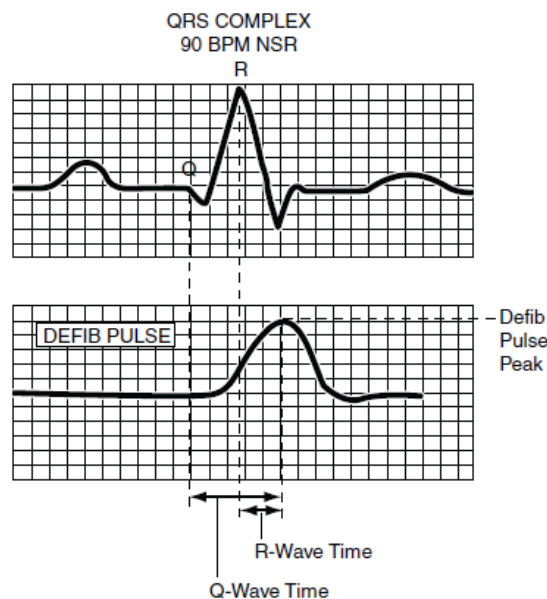


- a. Analizator podesite na mjerenje energije (ENGR opcija). Spojite uređaje prema slici i ispraznite defibrilator na pločicama i izmjerite predanu energiju te usporedite odgovara li ta energija energiji podešenoj na defibrilatoru.

### 3. Mjerenje sinkronizacije sa simuliranim EKG-om



- a. Na analizatoru odaberite opcije VFIB ili VTACH, a sam analizator spojite sa defibrilatorom na način prikazan slikom kako bi se ispitalo automatsko okidanje defibrilatora na ventrikulsku fibrilaciju i ventrikulsku tahikardiju. Opišite postupak.
  
  
  
  
  
  
  
  
  
  
- b. Na analizatoru odaberite opcije SYNC, a sam analizator spojite sa defibrilatorom na način prikazan slikom kako bi se ispitala sinkronizacija defibrilatora sa R zupcom i izbjegavanje vulnerabilne zone. Opišite postupak te označite izmjerene vrijednosti na slici niže.



**4. Mjerenje prenapona i prekostruje impulsa.**

- a. Odaberite opciju PEAK na analizatoru, ispraznite defibrilator i očitajte vrijednosti.

**5. Mjerenje vremena punjenja kondenzatora.**

- a. Odaberite opciju CHRG na analizatoru te izaberite mjereno područje: 1000 J ili 100 J, prislonite elektrode defibrilatora na analizator, te pritisnite na defibrilatoru komandu za punjenje. Očitajte vrijeme punjenja.