

Session 1

OP-Planung

Optimization of Line Cut Strategy for Bone Tissue Ablation Using Short-Pulsed CO₂ Laser Based on Thermal Relaxation

Y. Zhang, J. Burgner, J. Raczowsky, H. Wörn

Karlsruhe Institute of Technology (KIT), Institute for Process Control and Robotics (IPR),
Karlsruhe, Germany

Contact: yaokun.zhang@kit.edu

Abstract:

In order to keep a low degree of thermal injury to the target tissue, the traditional line cut strategy of laser osteotomy has limited the applied pulse repetition rate to be under certain threshold, which results in a very long temporal duration of the cutting procedure. Based on the analysis of the post-pulse thermal relaxation behavior inside the tissue surrounding the ablation crater, a “jumping cut strategy” is developed in this paper. Experimental evaluation has shown that this new strategy is able to accelerate the cutting procedure as well as reduce the thermal injury to the tissue at the same time.

Key Words: laser ablation, thermal relaxation, hard tissue processing

1 Motivation

In the last decade, the feasibility of the processing hard tissue (mainly bone tissue) using laser, known as laser ablation, has been studied by different authors. Short-pulsed CO₂ laser has been considered as an excellent tool for laser osteotomy [1-3]. Due to the strong absorption of the incident energy through the mineral component (hydroxyapatite) of bone tissue, the heat deposition in the irradiated tissue can be confined in a very small volume. This leads to a rapid increase of the local temperature and results in a micro-explosion, which ablates a tiny piece of tissue and forms a crater on the tissue surface. Meanwhile, most of the incident energy is again brought away by the ablated particles, so that the thermal injury in the adjacent tissue is minimized [4,5]. To prevent dehydration of the tissue and further reduce the thermal damage, [5,6] have suggested to apply an extra water spray to the irradiated region.

With the help of a laser scanner, the laser spot with the radius w can be moved over the target tissue surface fast and with high repeatability. Suppose the velocity of the laser spot is v and the repetition rate of the laser pulse is f , then the distance between two pulses is Δx , so that the single pulses are overlapped with the neighbors and a line as well as a trajectory of arbitrary geometry can be induced, as illustrated in figure 1.

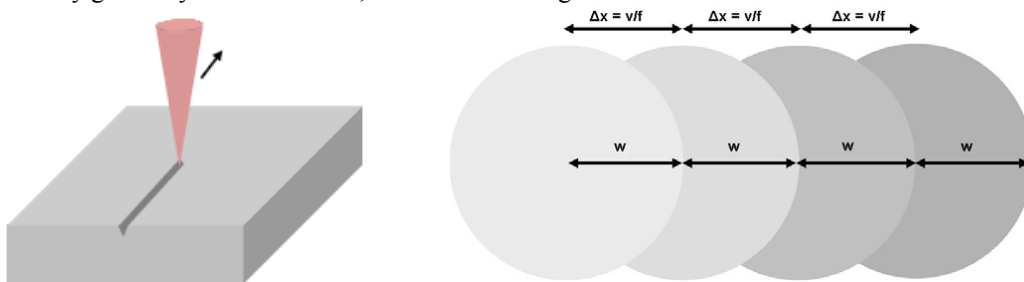


Figure 1: Illustration of (left) line cutting strategy by moving laser spot over the tissue surface [7], (right) overlap of the neighbor pulses [3].

However, despite the micro-explosion and water spray, experiments have shown that appreciable carbonization of the adjacent tissue surrounding the incision can still occur if the pulse repetition rate is too high. In such a case, the tissue surrounding the crater ablated by the first pulse will not have enough time to cool down before the second neighbor pulse is applied, so that the residual heat after the ablation will be accumulated in the adjacent tissue and results in a severe thermal damage. Therefore, [3,7] have limited the repetition rate to 200Hz and [5] has conducted the experiments with 50-400Hz. For animal experimentation, even lower repetition rates (<10Hz) are chosen by the authors [8-10].

However, limiting the repetition rate also increases the temporal duration of the cutting procedure. For example, cutting of a 1cm x 1cm square block on a 5mm thick bone specimen costs about 1 hour with 200Hz repetition rate, which increases the risk of the surgical operation and is unacceptable for the clinical application. Nevertheless, laser ablation promises high cutting accuracies and cutting width unachievable with conventional technologies [11]. Hence, optimization is required.

2 Methods

To avoid the heat accumulation inside the tissue, a new cutting strategy has been developed. The basic idea is very simple: instead of sequential order, the pulses composing the trajectory are divided into several rounds and any two pulses of the same round have to hold a minimal distance to each other, so that the heat diffusion surrounding them will not affect each other. Such a distance is called as *safety-distance*, noted as d_s . Obviously, d_s is not necessarily an integral multiple of the spot radius w . Therefore, another parameter *jumping-distance* n_j is defined as the following equation, which gives explicit the number of craters to be skipped between two neighbor craters of the same round:

$$n_j = \left\lceil \frac{d_s}{w} \right\rceil \quad (1)$$

where the ceil function $\lceil \cdot \rceil$ denotes the smallest integer that is larger than or equals the operand.

Knowing the jumping-distance, the craters will be equally divided into exactly n_j rounds. Figure 2 illustrates an example with $n_j = 5$, so that the craters composing the line in the top are divided into rounds A to E . The sequence of the ablation is then $A_1, A_2, \dots, B_1, B_2, \dots, E_1, E_2, \dots$. Actually, the conventional sequential line cut strategy can be regarded as a special case of jumping cut strategy with $n_j = 1$.

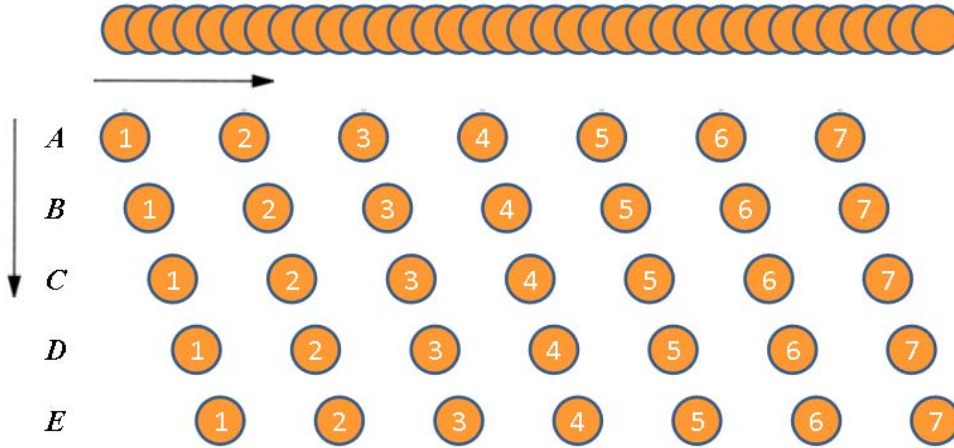


Figure 2: Illustration of jumping cut strategy.

If the pulse repetition rate f is chosen properly, by the time the round A is finished, the adjacent tissue surrounding the crater A_1 has already been cooled to a safe temperature, so that the pulse B_1 can be applied without bringing extra thermal injury due to heat accumulation.

Suppose each round contains m craters. Obviously, each single pulse consumes a time period of f^{-1} and each round costs hence $m \cdot f^{-1}$. The time it needs for the adjacent tissue to be cooled is called as *thermal decay time*, noted as t_d . Then, the following relation must be satisfied in order to prevent heat accumulation:

$$f \leq \frac{m}{t_d} = \frac{n}{n_j \cdot t_d} = \frac{n}{t_d} \cdot \left\lceil \frac{d_s}{w} \right\rceil^{-1} \quad (2)$$

where $n = m \cdot n_j$ is the total number of the craters in the line. Consequently, the only question is to determine the safety-distance d_s and thermal decay time t_d , which can be obtained by simulating the post-pulse thermal relaxation inside the tissue surrounding each crater.

After each pulse, no more energy will be deposited in the irradiated tissue, i.e. there exists no more heat source in the tissue. Hence, the change of temperature can be described by homogeneous heat conduction equation

$$\nabla^2 T = \frac{k}{\rho c} \nabla^2 T$$

where k is the thermal conductivity, ρ the mass density and c the specific heat capacity of the bone tissue, T the tem-

perature and ∇^2 the Laplace operator. Consider the irradiated volume as a cylinder, then this heat conduction equation can be written as

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{\rho c} \left(\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right) T \quad (3)$$

where t denotes the time, (r, z) is the cylindrical coordinate of any point in the irradiated volume. With the help of the discrete form of equation (3), the temperature of any point (r, z) at any time point t can be numerical simulated. Figure 3 shows the result of simulation at different time points as example, where the incident laser is Gaussian beam, pulsed energy is 22.4mJ, pulse duration 80 μ s, beam waist spot radius 99 μ m and $k=0.4$ W/(m·K), $\rho=2$ g/cm³, $c=1.3$ J/(g·K).

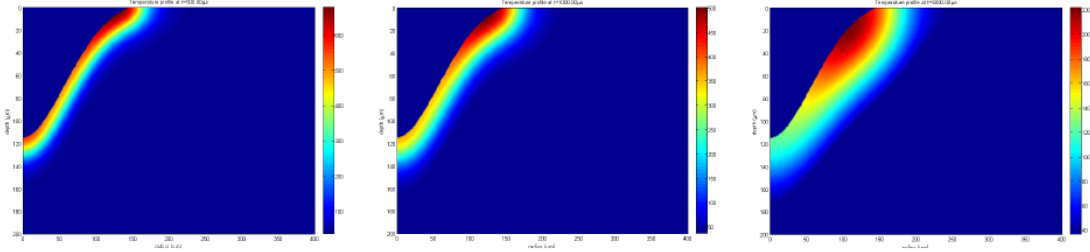


Figure 3: Simulated post-pulse heat diffusion in the tissue surrounding the ablation crater at $t=500, 1000, 5000\mu$ s.

For biological tissues, 60°C and 42°C are two critical temperatures: above 60°C, denaturation of proteins and coagulation may occur after an exposure of several seconds; under 42°C, no injury can be observed, no matter how long the temporal duration is [12]. Considering the body temperature and the overlap of neighbor pulses, 48.5°C, 39.5°C and 37.5°C are chosen as threshold temperatures. Hereby 37.5°C is chosen instead of 37°C in order to shorten the duration of the simulation. Analyze the result of the simulation, the thermal decay time t_d and safety-distance d_s corresponding the different thresholds can be determined and are listed in table 1.

focus distance	spot radius [μ m]	thermal decay time [ms]			safety-distance [μ m]		
		48.5°C	39.5°C	37.5°C	48.5°C	39.5°C	37.5°C
0	99	28.05	41.92	57.56	340	377	456
0.25 z_R	102	28.74	42.93	58.95	349	386	467
0.50 z_R	111	30.69	45.76	62.79	373	413	498
0.75 z_R	124	33.34	49.62	68.02	407	452	541
z_R	140	36.08	53.59	73.40	446	496	592

Table 1: Thermal decay time and safety-distance. Focus distance denotes the distance from the tissue surface to the beam waist, where z_R is the Rayleigh range.

3 Results

Substitute the simulated thermal decay time t_d and safety-distance d_s into equations (1) and (2), the jumping-distance n_j and the maximal allowed pulse repetition rate f can be obtained. The results show that at any focus distances, the safety-distances determined with 48.5°C, 39.5°C are corresponded to the jumping-distance 4 and the other one yields $n_j=5$. Consequently, at each focus distance, there exist six combinations of f and n_j .

The new strategy is then evaluated by etching straight lines on fresh bovine compact bone. The three different thermal decay times are corresponded to the pulse repetition rate of 1737, 2385 and 3565Hz respectively. Considering the different thermal decay times at different focus distances, the repetition rate 1000Hz, which satisfies the relation (2) for any focus distances within the Rayleigh range, is also tested. The resulted incisions are observed under microscope, as shown in figure 4.

For comparison, the conventional sequential cutting strategy with repetition rate 1Hz and 200Hz are applied on the same specimen. It can be concluded that the degree of carbonization in the incisions etched with the new strategy is obviously lighter than that of the sequential one.

Notice that the new strategy only changes the sequence of the pulse distribution. Therefore, the cutting efficiency is proportional to the pulse repetition rate. Consequently, the jumping cut strategy has achieved to accelerate the cutting procedure up to ca. 17 times as well as reduce the degree of thermal injury to the tissue at the same time.

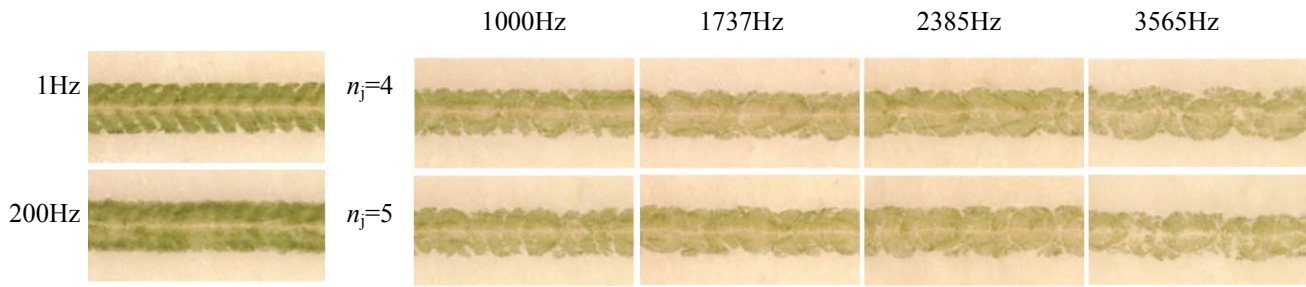


Figure 4: Evaluation of jumping cut strategy. (left) reference incision etched with sequential cutting strategy, (right) incision etched with jumping cut strategy with different jumping-distance and pulse repetition rate.

4 Discussion

The two key parameters of the jumping cut strategy, namely thermal decay time and safety-distance, are dependent on the chosen threshold temperature. For the first two thresholds 48.5°C and 39.5°C , the tissue is actually not totally cooled before the second pulse is applied, so that it can still occur, that the residual heat accumulates after several pulses. Therefore, the priority of the three thresholds should be $48.5^{\circ}\text{C} < 39.5^{\circ}\text{C} < 37.5^{\circ}\text{C}$.

According to the relation (2), the more craters a trajectory contains, the higher repetition rate is allowed. In other words, for a trajectory with very little craters, for example less than 50 craters, the cutting efficiency will be reduced. Because by the time the round A is finished, the tissue surrounding crater A_1 is still not cooled, so that the round B has to be delayed. In such a case, a trade-off between pulse frequency and threshold temperature should be made and a higher threshold temperature could be chosen in order to accelerate the cutting procedure.

From figure 4, it can also be seen that the degree of carbonization even decreases with the repetition rate. One possible reason for such a result might be so explained that at higher repetition rate, the power output of the laser source becomes unstable and the energy of each single pulse is reduced. However, for the repetition rate 1737Hz, the power output is only about 40W, while the available power is 100W, but this phenomenon can be still observed. A further systematic study on this phenomenon is needed for a more reasonable explanation.

It should also be noticed that the evaluation of the new strategy is currently limited to comparing the degree of carbonization inside the resulted incision. A further histological study on other thermal injuries such as coagulation will make the conclusion more convincing. The experimental setup introduced in [3], which uses an infrared camera to monitor the specimen temperature, also provides another way for the evaluation.

For the future work, the jumping cut strategy can be further enhanced with an “interlaced jumping cut strategy”. For example, the rounds $A \cdot \cdot \cdot E$ given in figure 2 can be ablated in the sequence A, C, E, B, D instead of A, B, C, D, E . Because the distance between the crater A_1 and C_1 is larger than that between A_1 and B_1 , the round C can be applied earlier than round B , which can therefore further increase the repetition rate. With proper adaption, the jumping cut strategy can also be available for processing of a large surface instead of only cut a trajectory.

5 Bibliography

- [1] Thomas Mitra. *Ablation biologischen Hartgewebes mit gepulsten IR-Lasern*. Doctoral thesis, Universität Düsseldorf, 2002.
- [2] Said Afilal. *Ablationsmechanismen von biologischem Hartgewebe bei Bestrahlung mit kurzgepulsten CO_2 -Lasern*. Doctoral thesis, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, 2004.
- [3] Martin Werner. *Ablation of hard biological tissue and osteotomy with pulsed CO_2 lasers*. Doctoral thesis, University Düsseldorf, 2006.
- [4] Alfred Vogel and Vasan Venugopalan. Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues. *Chemical Review*, 2003.
- [5] Martin Werner, Mikhail Ivanenko, Daniela Harbecke, Manfred Klasing, Hendrik Steigerwald and Peter Hering. CO_2 laser “milling” of hard tissue. *Proc. of SPIE Vol. 6435, 64350E*, 2007.

- [6] M.M. Ivanenko, P. Hering. Wet bone ablation with mechanically Q-switched high-repetition-rate CO₂ laser. *Applied Physics B: Lasers and Optics*, Bd. 67(3):395–397, 1998.
- [7] Jessica Burgner. *Robot Assisted Laser Osteotomy*. Doctoral thesis, Karlsruhe Institute of Technology, 2010.
- [8] J. S. Nelson, A. Orenstein, L.-H. L. Liaw, and M.W. Berns. Mid-infrared erbium:YAG laser ablation of bone: The effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 9, pp. 362–374, 1989.
- [9] Buchelt, H. Kutschera, T. Katterschafka, H. Klss, S. Lang, R. Beer, and U. Losert. Erb:YAG and Hol:YAG Laser Osteotomy: The Effect of Laser Ablation on Bone Healing. *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 15, pp. 373–381, 1994.
- [10] J. Payne, G. Peavy, L. Reinisch, and D. Van Sickle. Cortical Bone Healing Following Laser Osteotomy Using 6.1 μm Wavelength. *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 29, pp. 38–43, 2001.
- [11] J. Burgner, M. Müller, J. Raczowsky, H. Wörn. Robot assisted laser bone processing: Marking and cutting experiments. *14th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, 2009
- [12] Markolf H. Niemz. *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. Springer, third, enlarged edition, 2007.

Interactive Approximation of the Ablation Zone incorporating Heatsink Effects for Radiofrequency Ablation

C. Rieder¹, I. Altrogge², T. Kröger², S. Zidowitz¹, T. Preusser^{1,3}

¹ Fraunhofer MEVIS, Institute for Medical Image Computing, Bremen, Germany

² CeVis, University of Bremen, Germany

³ School of Engineering and Science, Jacobs University Bremen, Germany

Contact: christian.rieder@mevis.fraunhofer.de

Abstract:

Percutaneous radiofrequency ablation (RFA) is becoming a standard minimal invasive procedure in the clinical routine. However, the control of shape and size of the ablation zone is unsatisfactory, especially close to large vessels. In this work, our aim is to present a novel image based, fast approximation of the ablation zone with respect to the cooling blood flow, which decreases thermal ablation. For that, patient independent numerical precomputations of the ablation zone are performed and stored in a look-up table. Subsequently, the look-up table is used to approximate the patient dependent necrosis. In our prototypical software assistant, the physician is able to place RF applicator models with corresponding approximated ablation zones, to interactively evaluate the estimated necrosis caused by ablation.

Keywords: Radiofrequency Ablation, Visualization, Image-guided Procedures

1 Purpose

Image-guided ablation therapies using thermal energy, particularly the radiofrequency ablation (RFA), have been developed as a minimal invasive alternative in contrast to the surgical resection of liver tumors². Due to its common technical procedure, low complication rate and low cost, RFA has taken a significant part in the clinical routine. The principle of the RFA is the placement of RF applicator electrodes into the tumor. Subsequently, a high-frequency electric field is induced, which causes a local heating and leads to a coagulative necrosis as a result of cell destruction. The choice of an appropriate applicator type and the exact placement of electrodes are essential to achieve complete destruction of cancer cells with respect to the heat-sink effect of vessels, located in the vicinity of the tumor³. Typically, the ablation zones are described as ellipsoids around the RF applicator⁷, which are specified by the applicator manufacturers in homogenous tissue. During patient individual planning of the intervention, this description of the ablation zone is questionable, because blood vessels in the vicinity of the RF applicator can lead to a cooling effect and thus decrease the coagulation size⁴. To overcome this issue, numerical simulations have been developed to allow an accurate estimation of the ablation zone incorporating heat-sink effects⁶. Nonetheless, the major drawback of this method is the high amount of computation time for the calculation of the ablation zone. In our method, we present a fast approximation of the necrosis, to allow an interactive visualization of the final ablation zone, which has been precomputed with a numerical simulation.

2 Methods

The idea of our method is to precalculate the patient independent part of the numerical simulation and subsequently approximate the patient dependent part. For that, we calculate the cooling effect of blood vessels, depending on the vessel radius and its distance to the RF applicator electrode for a given RF applicator and generator type. Results of this calculation are stored in a look-up table, which allows for fast estimation of the cooling effect for a given patient dependent applicator placement.

For the simulation, we assume a simplified setting where a single blood vessel of infinite length and oriented parallel to the electrode of the RF applicator is considered. Furthermore, we assume that the cooling effect of the vessel depends on the radius of the vessel r_v and the distance d_e from the electrode to this vessel. The cooling effect is quantified by the length of the radius of the necrosis r_n , measured from the center of the electrode in all directions orthogonal to the elec-

trode axis (see Fig. 1). Taking this setting into account, we define a function of the angle α between the direction under consideration and the direction in which the vessel center is located, the vessel radius r_v and the distance d_e from the electrode to the vessel: $(r_v, d_e, \alpha) \rightarrow r_n$

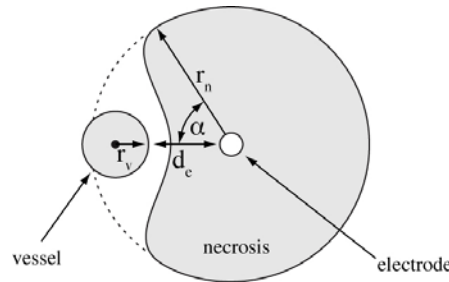


Fig. 1: Illustrative description of our simplified model; r_v is the vessel radius, r_n the radius of the necrosis, d_e the distance from electrode to vessel and α the angle between d_e and r_n .

For a complete vessel tree, we simplify our model by assuming an independent cooling effect. If multiple vessels are in the vicinity of the electrode, for each vessel a corresponding necrosis is estimated individually, and the intersection is calculated (see Fig. 2). This setting can be assumed as a clinically sufficient good approximation.

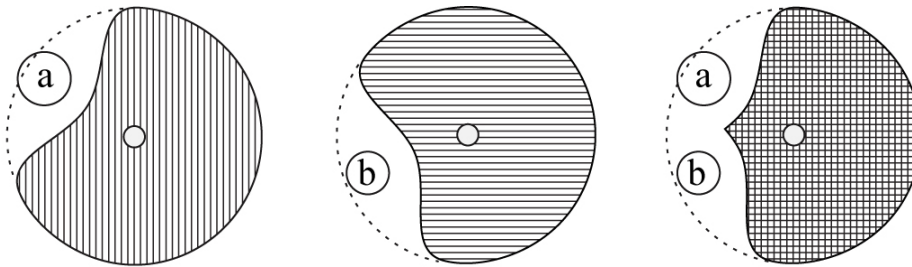


Fig. 2: In our approach we assume an independent cooling effect. If multiple vessels are in the vicinity of the electrode, for each vessel a corresponding necrosis is estimated individually, and the intersection is calculated.

To precalculate all possible configurations of our simplified model, a forward simulation is calculated as described in Kröger et al.⁸, the well-known electrostatic potential and bio-heat equation (with Dirichlet boundary at the vessel) are numerically solved via a finite element approach. Since the precalculation requires a vast amount of calls of the forward simulation, the calculating time for this precalculation is reduced by using a simplified steady state solution of the forward simulation assuming constant material parameters. Moreover, due to the assumption of a parallel arrangement of the RF applicator relative to the vessel, the temperature is calculated in only two dimensions.

In our example, the considered values of the vessel radius r_v range from 1.0 to 7.4 mm (vessels with radius below 1 mm are assumed to occlude during the ablation). The applicator-to-vessel distance d_e varies from 2.0 to 14.8 mm distance (at distances above 14.8 mm the vessel influence of the ablation zone is negligible). And finally, the angle α takes values between 0° and 180° (angles between 180° and 360° are not considered due to reasons of symmetry). The resulting sparse look-up table consists of 526 nodes (i.e. entries for the radius r_n of the necrosis) in the (r_v, d_e) plane and 65 nodes in the α direction.

In our prototypical application, the physician is able to place multiple RF applicators using two spatial coordinates for each probe, which define the electrode's orientation and position. As a preprocessing step, blood vessels have to be segmented using a semiautomatic segmentation procedure⁵. After placing a marker into a vessel in the vicinity of the tumor, the vessels are segmented and analyzed automatically. During application run-time, the following steps are calculated for every voxel:

In a loop over all blood vessels with diameter larger than 2 mm (since smaller ones will usually be destroyed by blood clots¹), the minimal distance d_e from vessel to applicator electrode and the corresponding angle α is calculated. Subsequently, a look-up into the table is performed with the vessel diameter, the distance from the vessel to the electrode and the angle. If the resulting radius of the necrosis in the considered direction is less than the minimal distance from the

current voxel to the electrode, the voxel is classified as part of the ablation zone. Otherwise, the voxel cannot be ablated due to the presence of blood vessels. The complete procedure is repeated whenever the RF applicator configuration, e.g. position of the electrode, is changed. To allow for interactive frame rates, the approximation is calculated slice-based and the result is overlaid on top of the anatomical image.

3 Results

We integrated the proposed method in a software assistant for planning of RFA therapies. In this software tool, the ellipsoid, the interactive approximation of the necrosis as well as the numerical simulation can be calculated for a selected type of RF applicator (see Fig. 3). Although the ellipsoid as specified by the manufacturers does not estimate the patient individual ablation zone, it is used in medical workstations as a simple and fast visualization tool in 2D as well as in 3D (see Fig. 4). However, if particular large vessels are present in the vicinity of the applicator, the question whether all cancer cells can be ablated is not as easy to answer. In contrast, using a numerical simulation, the cooling of the blood vessels can be taken into account. Thus, a patient individual ablation zone can be calculated. Moreover, the numerical simulation allows for the visualization of the thermal field. The drawback of this method is, that vessels have to be segmented and the calculation of the forward simulation is complex, which results in long computation times (10-15 minutes, see Table 1). Furthermore, a repositioning based on the result of the simulation and a subsequent re-simulation may be too time consuming for the clinical routine. To reduce this computational effort during application runtime, we developed the interactive necrosis approximation as described in Section 2. Therefore, vessels have also to be segmented, and for every applicator and generator type a corresponding look-up table has to be computed in advance. Using the look-up table we are able to perform a simplified necrosis approximation interactively.

	Performance 2D	Performance 3D	Heat-sink effect	Output
Ellipsoid	Real-time	Real-time	No	Necrosis
Interactive Approximation	Real-time	3 seconds	Yes	Necrosis
Numerical Simulation	10-15 minutes	10-15 minutes	Yes	Necrosis & Thermal field

Table 1: Comparison of the three discussed methods.

In the current implementation, a relationship between the radius of a vessel, the distance of the electrode of an RF applicator to the vessel, and the cooling effect due to this vessel is established in the look-up table based approximation. However, additional parameters such as vessel type, tumor tissue or liver parenchyma properties are not taken into account. We will evaluate the dependence of these parameters in future work. Also, in our simplified 2D model, every point of the electrode is assumed to destroy a ball-shaped tissue-region of uniform size if no blood vessels are present. Thus, the basic shape of the necrosis in our approximation consists of the union of spheres along the points of the electrode (Compare Fig 3. (b) and (c)). We plan to extend the model from 2D to 3D in order to reach a more realistic (more ellipsoidal) shape such as the necrosis of the numerical simulation. Furthermore, preliminary results of our ongoing validation state that the assumption of the independent cooling effect is critical, particularly if vessels are close together.

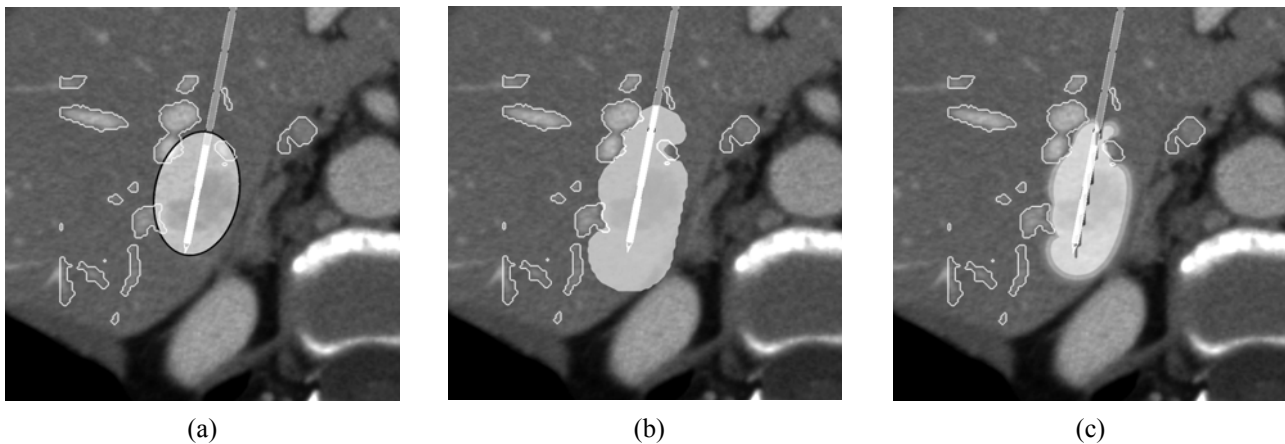


Fig. 3: a) Ellipsoid visualization of the ablation zone in 2D, b) the interactive approximated ablation zone in 2D and c) the resulting heat distribution of the numerical simulation after 10 minutes calculation time in 2D.

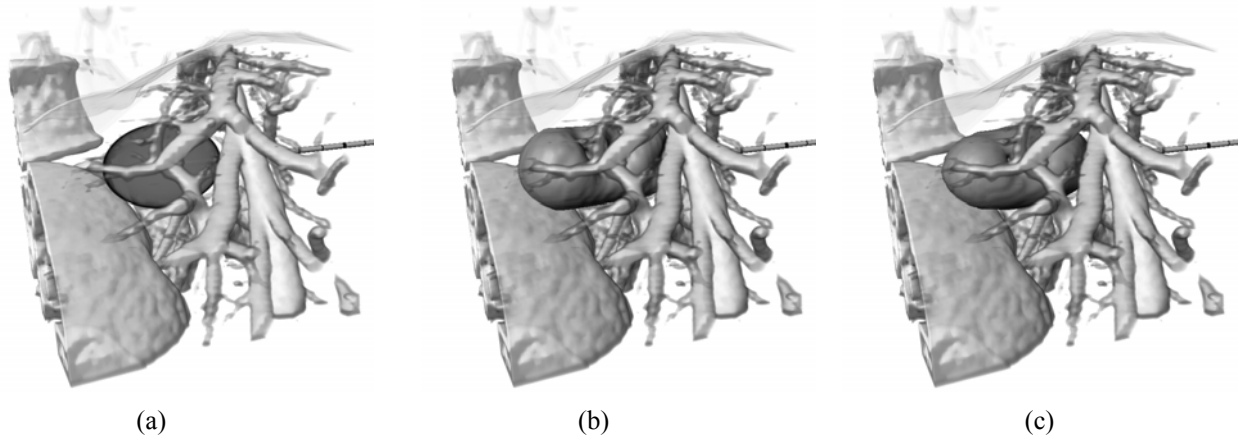


Fig. 4: a) Corresponding visualization of the ablation zone in 3D, b) the interactive approximated ablation zone in 3D and c) the resulting heat distribution of the numerical simulation in 3D.

4 Conclusions

In this work we described an interactive approximation of the ablation zone, that incorporates the heat-sink effect of blood vessels, and assists physicians in preinterventional RFA planning. We integrated a vessel segmentation algorithm to support knowledge of local anatomy such as the vessel diameter. In contrast to an accurate but computational intensive numerical forward simulation, our simplified method allows for the interactive visualization of the expected ablation zone. Due to the intuitive positioning of RF applicators and the corresponding necrosis approximation incorporating the cooling of the blood vessels, the physician may be able to find an optimal placement configuration for a complete destruction of all tumor cells considering the patients individual anatomy.

This work was funded by the Federal Ministry of Education and Research (SOMIT-FUSION project FKZ 01IBE03C). We would like to thank the people at Fraunhofer MEVIS as well as our clinical partners for their contribution to our work.

5 References

- [1] De Baere, T., Denys, A., Wood, B.J., Lassau, N., Kardache, M., Vilgrain, V., Menu, Y., Roche, A., “Radiofrequency liver ablation: Experimental comparative study of water-cooled versus expandable systems”. *Am. J. Roentgenol.* vol. 176, pp. 187–192, 2001
- [2] Garrean, S., Hering, J., Saied, A., Helton, W., and Espat, N., “Radiofrequency ablation of primary and metastatic liver tumors: a critical review of the literature.” *Am J Surg* 195, 508–520 (Jan 2008).
- [3] Villard, C., Soler, L., and Gangi, A., “Radiofrequency ablation of hepatic tumors: simulation, planning, and contribution of virtual reality and haptics,” *Comp. Methods in Biomechanics & Biomedical Eng.* 8(4), 215–227 (2005).
- [4] Mulier, S., Ni, Y., Frich, L., Burdior, F., Denys, A. L., Wispelaere, J.-F. D., Dupas, B., Habib, N., Hoey, M., Jansen, M. C., Lacrosse, M., Leveille, R., Miao, Y., Mulier, P., Mutter, D., Ng, K. K., Santambrogio, R., Stippel, D., Tamaki, K., van Gulik, T. M., Marchal, G., and Michel, L., “Experimental and clinical radiofrequency ablation: proposal for standardized description of coagulation size and geometry,” *Ann Surg Oncol* 14, 1381–96 (Apr 2007).
- [5] Zidowitz, S., Drexler, H., Kröger, T., Preusser, T., Ritter, F., Weihusen, A., and Peitgen, H.-O., “Bayesian Vessel Extraction for Planning of RF-Ablation,” *Bildverarbeitung für die Medizin*, 187–191 (2007).
- [6] Kroeger, T., Altrogge, I., Preusser, T., Pereira, P., Schmidt, D., Weihusen, A., and Peitgen, H.-O., “Numerical simulation of radio frequency ablation with state dependent material parameters in three space dimensions,” *Proceedings of MICCAI* 4191, 380–388 (2006).
- [7] Rieder, C., Schwier, M., Weihusen, A., Zidowitz, S. and Peitgen, H.-O., „Visualization of Risk Structures for Interactive Planning of Image Guided Radiofrequency Ablation of Liver Tumors“, *SPIE Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*
- [8] Kröger, T., Pätz, T., Altrogge, I., Lehmann, K. S., Frericks, B. B., Ritz, J.-P., Peitgen, H.-O., Preusser, T., “Fast Estimation of the Vascular Cooling in RFA Based on Numerical Simulation”, *The Open Biomed. Eng. J.* 4, 16-26 (2010).

Evaluation of Resection Proposals for Liver Surgery Planning

D. Demedts, A. Schenk, C. Hansen, H.-O. Peitgen

Fraunhofer MEVIS Institute for Medical Image Computing, Bremen, Germany

Contact: daniel.demedts@mevis.fraunhofer.de

Abstract:

Modern software for surgery planning allows for definition of virtual resections within the liver. Thus, surgeons can simulate different resection strategies and assess the associated surgical risk preoperatively. Until now, it was impossible to measure the quality of different resection plans objectively. The choice for the optimal resection strategy was based on subjective judgment acquired by other examinations and subsequent risk analyses. We present a fast method for quality assessment of resection proposals with respect to surgical risk factors such as safety margin, remnant volume, remnant perfusion, surface curvature, and resection area. Our new method has been integrated into planning software used in the daily routine. The results from a preliminary user study confirm that the interactive quality feedback is beneficial for precise liver surgery planning.

Keywords: Liver Surgery, Resection Planning, Deformable Cutting Plane, Quality Assurance

1 Purpose

The definition of a virtual resection is an important step in liver surgery planning. Besides the necessity of preserving enough functional liver parenchyma, depending on liver disease and supply and drainage of the remnant, the distance of the resection surface to the tumor is a major concern. While ensuring these requirements, the resection surface needs to be smooth and ideally as small as possible to facilitate the intervention for the surgeon.

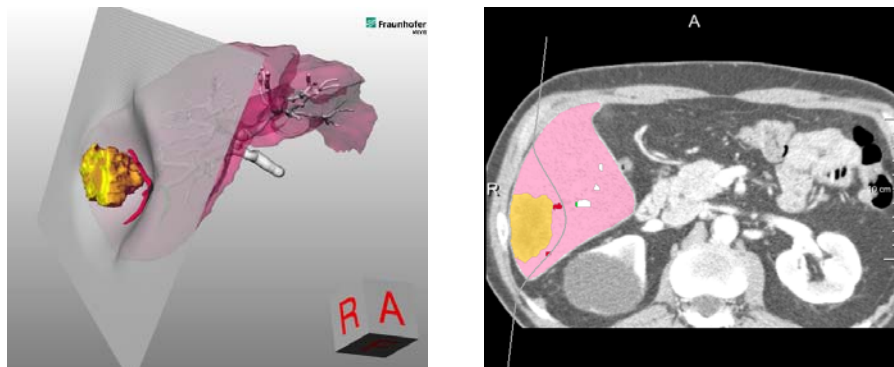


Fig. 1: Resection proposal for a non anatomical resection of a tumor in the liver. Segmented anatomical structures and the deformable cutting plane are displayed in 3D (left) and 2D (right).

It is a complex task for a user to evaluate those factors simultaneously during planning and to choose the corresponding best resection strategy. To this end, we present a method for interactive computation of quality properties and for transformation of these properties into a single quality measure that can be used to compare different resection proposals.

2 Methods

Based on the defined resection surface and on segmentation results of liver, tumors, and vessels (portal vein, hepatic vein), a resection score $G \in [0, 1]$ is calculated. Thereby, following risk factors $R_i \in [0, 1]$ influence the score:

1. Remnant volume in *ml*
2. Safety margin around tumors in *mm*
3. Supplied volume of the remnant liver in %
4. Drained volume of the remnant liver in %
5. Completely perfused remnant liver in %
6. Resection area in *cm²*
7. Curvature of resection surface in *degree*

2.1 Evaluation of Resection Proposals

The quantitative results of each risk factor R_i are mapped onto the interval $[0, 1]$ and weighted either linearly or sigmoidally with the factor w_i . The overall score G is the weighted average of the individual scores R_i and computed as followed:

$$G(\vec{R}, \vec{w}) = \begin{cases} 0 & \text{if } \sum_{i=0}^6 w_i = 0 \\ 0 & \text{if } v_{Rem} < v_{Min} \\ 0 & \text{if } dst < d_{Min} \\ \frac{\sum_{i=0}^6 w_i R_i}{\sum_{i=0}^6 w_i} & \text{else} \end{cases}$$

where v_{Rem} represents the amount of remnant liver volume, and dst the minimal distance between resection surface and tumors. In this context, v_{Min} and d_{Min} are boundary values that can be defined by the user. In order to understand the composition of the proposed evaluation function, we describe the calculated risk factors R_i in detail:

Remnant Volume Because the amount of sufficient remnant volume depends on patient condition and pre-existing impairment of the liver, empirical values are used to determine a minimal volume necessary to avoid postoperative organ failure. As stated in the literature, the remnant volume has to be at least 20% of the total estimated liver volume, 30%–60% if the liver is injured by chemotherapy, steatosis, or hepatitis, or even 40%–70% in the presence of cirrhosis [2]. The maximal achievable remnant volume results in the total liver volume excluding the volume of tumor and the associated minimal safety margin. The interval between the minimal volume and the theoretically achievable volume in *mm* is mapped either linearly or sigmoidally onto the interval of $[0, 1]$.

Safety Margin The safety margins around tumors are the second major criterion used to evaluate resection proposals. On the one hand, it is important to completely remove all cancer cells around the visible tumor on CT data, and such a large margin without other risks facilitates the operation for the surgeon. On the other hand, wide safety margins result in less remnant volume and imply more potential intersections with intrahepatic vessels. Therefore the evaluation is performed either linearly or sigmoidally within an interval of a few millimeters, depending on tumor type and surgical preferences.

Supply, Drainage and Perfusion While assuring enough residual liver volume with a given resection strategy, supply and drainage may be impaired due to intersections of the resection surface with the corresponding vessel system. The remnant volume may be functionally insufficient, which has to be expressed in the evaluation of the resection plan. Ideally, a resection proposal ensures a totally perfused (totally supplied and drained) remnant volume. The percentage of supply, drainage, and perfusion are either directly taken for evaluation of these risk factors or are sigmoidally mapped onto $[0, 1]$.

Resection Area The area of a resection surface depends on the type of resection. Local resections of large tumors usually have large areas, whereas anatomical resections, which divide the liver into two parts, could have smaller areas. However, large resection surfaces often imply more potential bleeding due to intersections with intrahepatic vessels. Resection surfaces with less area should therefore be evaluated with a higher score. To be able to compare different resection strategies, even of different patients, the evaluation is based on the relative resection area in relation to the liver surface area. A quantitative analysis of 15 cases with 31 resection proposals with different resection strategies has shown that the relative resection area is between 5% and 25%. This interval is sigmoidally and reversely mapped onto $[0, 1]$.

Resection Curvature The shape of the resection surface is ideally smooth and planar. This is not feasible for local resections, and it becomes harder to operate when a resection surface differs greatly from planarity. To calculate a curvature score, a deformable cutting plane [1] internally consisting of triangles is used by taking the average of the maximal dihedral angles between node and face normals. The analysis of 15 cases with 31 resection proposals with different resection strategies has shown that the average resection curvature lies between 0 and 6 degrees for these cases. This interval is sigmoidally and reversely mapped onto [0, 1].

Weights $w_i \in [0, 6]$ and default values for minimal remnant volume and minimal safety margin for different tumor types were determined together with our clinical partners. Table 1 shows a comparison between the preferences for hepatocellular carcinoma and liver metastases.

Preference	Hepatocellular Carcinoma	Metastases
Minimal Safety Margin	2 mm	0 mm
Minimal Remnant Volume	50%	25%
Weights		
Remnant Volume	6	2
Safety Margin	5	4
Remnant Supply	0	0
Remnant Drainage	0	0
Remnant Perfusion	5	6
Resection Area	2	4
Resection Curvature	1	3

Table 1: Preferences and weights for oncologic resections of different tumor types. The weights for remnant supply and remnant drainage are set to zero in order to evaluate the perfusion only.

2.2 Data Structure for Fast Evaluation

To be able to compute the resection score in real time during planning, a new data structure has been developed which compactly stores the segmentations of liver, portal vein, hepatic vein, tumors, and rastered resection surface in a 3D byte array. The bits of these bytes represent flags of locally defined segmentation results and the current supply and drainage state, see figure 2. Additionally, the distance transformation of the tumor segmentation is precalculated in order to compute the safety margin. Furthermore, vessel graph representations and assignment maps of the portal vein and hepatic vein are used to calculate supplied and drained territories after intersection with the resection surface. Once this data structure has been initialized, memory storage of the original segmentation results and vessel assignment maps can be released. The mean computation time for the entire evaluation function is approximately 1 second, measured on Intel Core2 Duo @3,16 GHz, 8 GB Memory, Windows 7 64 Bit.

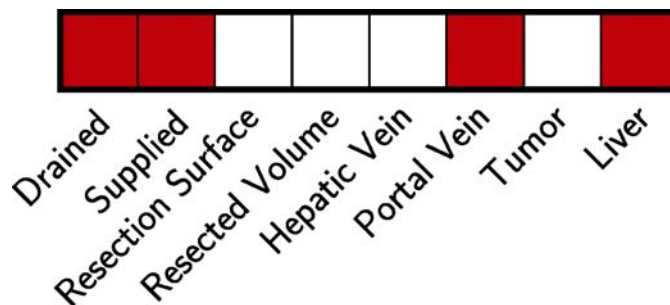


Fig. 2: Schematic representation of a byte-voxel of the new data structure. This example shows a liver voxel with portal vein vessel segmented in a territory which is both supplied and drained.

3 Results

The new methods are available in an add-on for the *MeVis LiverAnalyzer* planning software [3] and integrate smoothly into a preoperative planning workflow. In addition, we evaluated the methods in a user study with two radiological technicians. The results of conventionally determined resection proposals were compared with resection proposals defined using the new approach by evaluating the conventionally planned results “offline”. The evaluation confirms that resection proposals show a better quality when considering the proposed evaluation function. In particular, safety margins around tumors were more accurately defined. However, due to the presentation of additional information, users took more time (approximately 5 minutes) when defining a virtual resection surface.

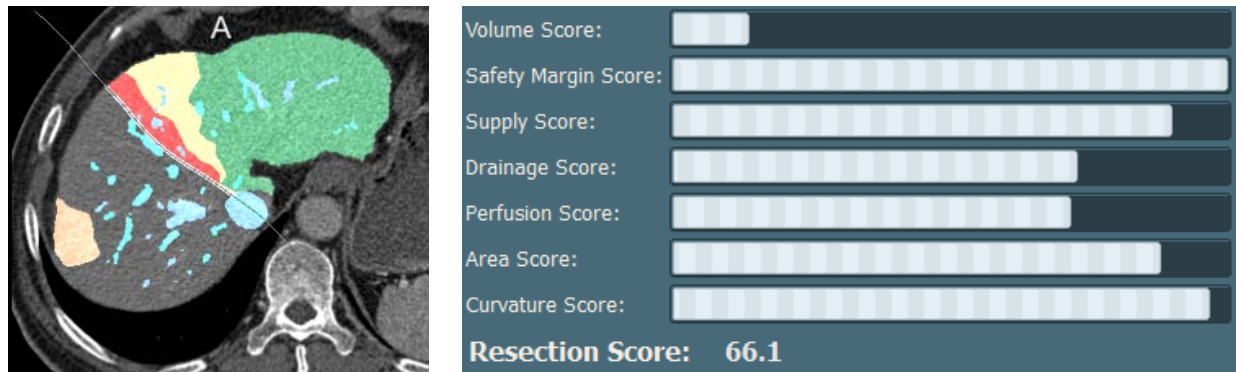


Fig 3: Risk overlay (left) of impaired remnant projected onto the CT images and evaluation results (right) of the seven risk factors.

4 Discussion and Future Work

We have introduced a method for the quantitative evaluation of resection proposals in liver surgery planning. The new method shows additional information which is not directly visible in the radiological data. It enhances the approved method for virtual resection planning by providing interactive feedback during the definition of the resection surface. Thus, it has the potential to improve the accuracy and quality of preoperative resection plans. To prove the clinical benefit of the new methods, a clinical evaluation is desirable. Therefore, a quantitative user study with a large, representative selection of oncologic cases is ongoing. However, in order to realize the virtually defined cutting path a navigation system with high accuracy is required.

The concept of resection evaluation was designed initially for precise planning in liver surgery. Application to other surgical fields, such as neurosurgery, shows great promise and could be a part of our future research.

5 References

- [1] Konrad-Verse, Olaf; Preim, Bernhard; Littmann, Arne: Virtual Resection with a Deformable Cutting Plane. In: *Simulation und Visualisierung 2004*. Magdeburg, SCS Publishing House e. V., 2004, pp. 203–214
- [2] Pawlik, Timothy M.; Schulick, Richard D.; Choti, Michael A.: Expanding Criteria for Resectability of Colorectal Liver Metastases. In: *The Oncologist* Vol. 13, 2008, pp. 51–64
- [3] Schenk, Andrea; Zidowitz, Stephan; Bourquain, Holger; Hindennach, Milo; Hansen, Christian; Hahn, Horst K.; Peitgen, Heinz-Otto: Clinical relevance of model based computer-assisted diagnosis and therapy. In: *Medical Imaging 2008: Computer-Aided Diagnosis* Vol. 6915. San Diego, SPIE, 2008, pp. 691502–691521

TTM Tumor Therapy Manager

Andreas Boehm¹, Jana Dornheim², Stefan Müller¹, Gero Strauß¹, Gunnar Wichmann¹,
Andreas Dietz¹, Bernhard Preim²

¹ Department of Otolaryngology, Head and Neck Surgery, University of Leipzig, Germany

² Department of Simulation and Graphics, University of Magdeburg, Germany,

Kontakt: Andreas.Boehm@medizin.uni-leipzig.de

Abstract

Die Medizin wird von evidenzbasierten Standards dominiert: Therapieschemata werden Diagnosen zugeordnet – Patienten gleicher Diagnose werden mit gleicher Medizin behandelt. Ziel der dreidimensionalen Tumordokumentation und Therapieplanung ist eine Individualisierung der Diagnostik und somit auch eine individuellere Therapieplanung. Der TTM Tumor Therapy Manager ist ein erstes in der klinischen Routine anwendbares individuelles 3-D-Patientenmodell. Aktuell ist es ein Dokumentationsmodul, welches als Grundlage für ein vollständiges Patientenmodell dienen wird und die gesamte Therapie abbildet.

Key words: HNSCC, panendoscopy, patient model, segmentation, CAD

1 Problem

Die Medizin wird von evidenzbasierten Standards dominiert: Therapieschemata werden Diagnosen zugeordnet – Patienten gleicher Diagnose werden mit gleicher Medizin behandelt. Dabei liegen die Ansprechraten meist unter 70%. Die personalisierte Medizin sucht durch molekulare und genetische Diagnostik optimale Strategien und findet die individuell am besten geeignete Therapie.

Eine Expertengruppe definierte in einem Zukunftsreport für den Deutschen Bundestag [1] fünf wichtige Potentiale der individualisierten Medizin:

- Steigerung der diagnostischen Genauigkeit
- Früherkennung von Risikopersonen
- bessere Vorhersage des weiteren Krankheitsverlaufs
- gezielte Therapieauswahl
- und bessere Verlaufskontrollen

Bei der Behandlung von Tumoren im Kopf-Hals-Bereich ist diese Individualisierung ein wichtiger Punkt, denn mit der ausgewählten Anatomie und komplexen Funktion der betroffenen Region ist die Einhaltung von onkologisch ausreichenden Sicherheitsabständen immer mit dem Risiko eines erheblichen Funktionsverlustes zu erkaufen.

Die initiale diagnostische Genauigkeit wird durch die zunehmend genauere prätherapeutische Bildgebung mitbestimmt. Dies wird durch die klassische Panendoskopie als entscheidender Schritt in der weiteren Therapieplanung des Patienten ergänzt. Im klinischen Alltag steht dann eine Vielzahl von Informationen zur Verfügung. Diese Datenflut in eine Steigerung der diagnostischen Genauigkeit umzusetzen, ist Ziel des TTM Tumor Therapy Managers.

Parallel beinhaltet die Versorgung von Patienten mit Kopf-Hals-Tumoren ein zunehmend komplexes therapeutisches Spektrum. Durch die steigende Zahl von chemotherapeutischen Optionen zur Ergänzung und teilweise zum Ersatz chirurgischer Eingriffe bei einer deutlichen Erhöhung der Therapiekosten (Medikamentenkosten der Chemotherapie pro Patient bis zu 40.000 €) kommt der initialen Diagnostik eine immer größer Bedeutung zu, um für den Patienten die individuell beste Therapie auszuwählen.

2 Material und Methoden

Die für die HNO-Tumordiagnostik im Rahmen des regulären *Stagings* verwendeten Daten aus der Computertomographie (CT) mit einem Schichtabstand von 1,0 mm dienen als Grundlage für die Erstellung eines individuellen elektronischen Patientenmodells.

Die Verbesserung der allgemein anwendbaren Methoden der medizinischen Visualisierung führt zu einem realistischen 3-D-Patientenmodell. Für die Gefäßvisualisierung, die auch komplexe Gefäßstrukturen übersichtlich darstellt, wurde eine neue Methode entwickelt, die auf impliziten Oberflächen basiert. Die Geometrie entsteht

durch Polygonalisierung von Skalarfeldern und wird nicht explizit konstruiert. Implizite Oberflächen wurden bislang nur für die geometrische Modellierung eingesetzt. Die Magdeburger Arbeitsgruppe hat ein derartiges Verfahren so angepasst, dass die Gefäßdaten korrekt dargestellt werden, ohne dass fälschliche Verschmelzungen oder Verdickungen an Verzweigungen auftreten.

Ein entscheidender Vorteil dieser neuartigen computergestützten Therapieplanung mit dem Tumor Therapy Manager (TTM) liegt darin, anatomische und pathologische Strukturen sowie deren Relation zueinander quantifizieren zu können. Dafür sind Methoden für die interaktive Bestimmung von Abständen und Winkeln sowie Methoden, mit denen automatisch räumliche Verhältnisse quantifiziert werden, in die Software zur Therapieplanung integriert worden [2]. Der TTM wird seit Ende 2009 in verschiedenen Ausbaustufen in der HNO-Klinik der Universität Leipzig in der klinischen Routine evaluiert.

3 Ergebnis

Die 3-D-Darstellungen erlauben eine bessere Darstellung besonders von kleinen und komplexen Strukturen und eine korrekte Interpretation der bildlichen Daten (Abstand zu Risikostrukturen). Zudem werden nicht-primär radiologische Informationen (Verschieblichkeit, Fixation des Tumors, Bilddokumentation der Oberfläche, funktionelle Bilddaten aus der Positronen-Emissions-Tomographie (PET-CT) integriert.

Das elektronische Patientenmodell stellt den individuellen Tumorbefund gut dar (Abb. 1). Die hinterlegte TNM-Datenbank ermöglicht ein Einstufen des Tumors, indem für den individuellen Befund mögliche Risikostrukturen systematisch abgefragt werden, dem Nutzer gleichzeitig aber Vorschläge unterbreitet werden, welche durch den Zugriff auf die Daten der Segmentierung schon im System erfasst und als zu prüfen hinterlegt sind. Ein entsprechender Abgleich der Größe des Tumors mit Dimensionen aus dem TNM-System und der markierten Lokalisation führen zu einem T-Vorschlag entsprechend der TNM-Klassifizierung nach AJCC [3,4], parallel aber auch zu einem Vorschlag zur Klassifizierung entsprechend ICD (*International Classification of Diseases* 10, WHO 2007) und ergibt Zugriff auf einen für diesen Befund hinterlegten Textbaustein zur Befundbeschreibung, was zu einem effizienten Dokumentieren führt. Die 3-D-Darstellung ermöglicht ein gutes Abschätzen der Beziehung des Tumors zu Risikostrukturen und eine verbesserte Planung des therapeutischen Vorgehens.

Die vorliegende Version des TTM verbessert die Dokumentation vorliegender Tumorbefunde entscheidend (Abb. 2). Die Zusammenführung der verschiedenen Bildarten (Fotos mit Annotationen, CT-Bilder mit/ohne segmentierten Strukturen, 3-D-Darstellungen mit Abständen, Volumina, Abständen zu Risikostrukturen, Tumorskizzen in Piktogrammen) führt zu einem prägnanten Dokument mit hoher Plastizität und erlaubt die Reproduzierbarkeit des Befundes über die Zeit. Die Prägnanz der Dokumente lebt jedoch von der Qualität jedes einzelnen der zusammengetragenen Befunde. Hier zeigt sich z.B. eine sehr hohe Bildqualität bei der Darstellung von endolaryngealen Befunden, weil hier die schon lange vorliegenden entsprechend zugeschnittenen Optiken entsprechende Quelldaten liefern. Durch die Verwendung von VITOM-Optiken (Fa. Storz, Vermarktung seit 2010) haben Übersichtsbilder in der Tiefe des Oropharynx mit guter Ausleuchtung und Tiefenschärfe bei gleichzeitiger Darstellung von nötigen Landmarken einen deutlichen Qualitätsgewinn erfahren.

Der aktuelle Entwicklungsfokus liegt auf der Nachbearbeitung des Tumorumfanges. Hier allerdings zeigen besonders kleine Tumoren die technischen Grenzen der Bildgebung auf. Die parallele Evaluierung dieses Entwicklungsschrittes ist bedeutsam, da 3-dimensionales Zeichnen und Nachbearbeiten ein für die meisten Nutzer ungewohntes Arbeiten darstellt. Bisher liegt keine Literatur zu Evaluierung vergleichbarer Systeme vor [5].

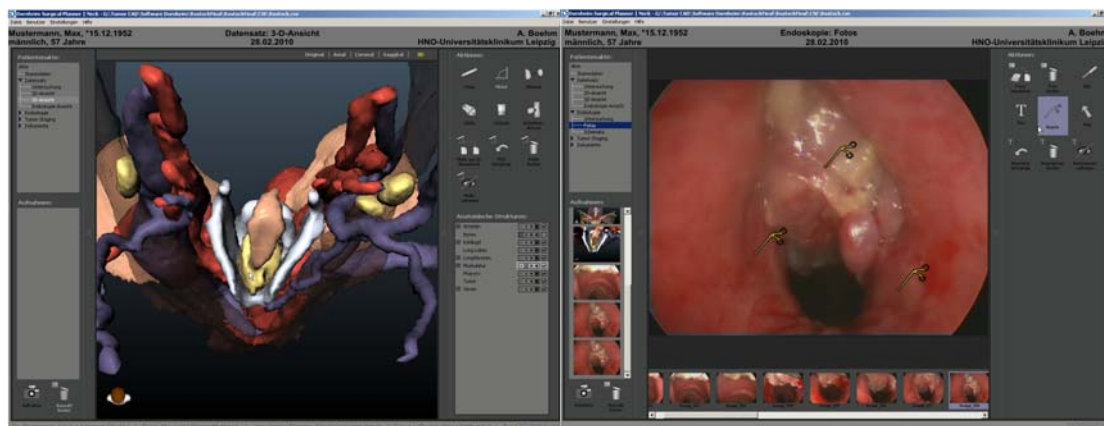


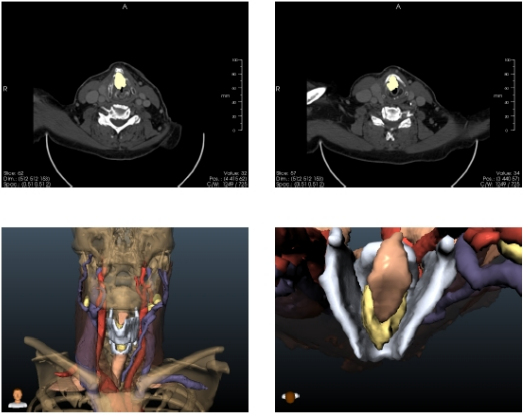
Abb. 1a,b dreidimensionale Darstellung des intralaryngealen Tumors und Einzeichnen der Biopsien in der Fotodokumentation

Mustermann, Max
M, 15.12.1952
Endoskopie (Diagnose)
28.02.2010

Seite 1 / 2

Universitätsklinikum
Leipzig
Institut für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

Bildokumentation



Kritische Befundschätzung (einschließlich Palpationsbefund)
Bösartiger Stimmlippen(a)-Tumor (0,37 mm, rechtsseitig) mit Ausdehnung auf Vordere Kommissur, Stimmlippenbefall, Seitgleit: beidseitig; Stimmlippenbeweglichkeit: fixiert. Multiples bilateraler Lymphknoten-Befall (max. 0,17 mm).

Wendeschlüssel-Diagnose
cT3 - cN2e - cM0
Therapieoptionen
LE, SND bds., ggf. Protonen

Unterschrift Untersucher
A. Boehm

Unterschrift Oberarzt

HNOLEIPZIG
Hals-, Nasen-, Ohren-Universitätsklinik
Dresden, Leipzig, Regensburg, Ulm

Foto-/Videodokumentation erfolgt
ja: ☒ nein: ☐

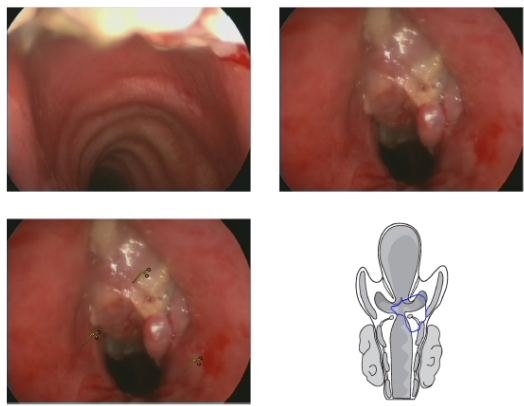
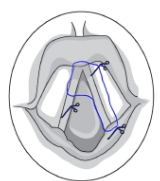
Frischmaterial für HNO-Labor
ja: ☒ nein: ☐

Mustermann, Max
M, 15.12.1952
Endoskopie (Diagnose)
28.02.2010

Seite 2 / 2

Universitätsklinikum
Leipzig
Institut für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

Bildokumentation (Fortsetzung)

Unterschrift Untersucher
A. Boehm

Unterschrift Oberarzt

Abb. 2 vollständiger Befund nach Abschluss der Dokumentation

4 Fazit

Der TTM Tumor Therapy Manager ist ein erstes in der klinischen Routine anwendbares individuelles 3-D-Patientenmodell. Aktuell ist es ein Dokumentationsmodul, welches als Grundlage für ein vollständiges Patientenmodell dienen wird und die gesamte Therapie abbildet. Die Weiterentwicklung verwendet das elektronische Patientenmodell als Kommunikationsbasis im Tumorboard, inkludiert Daten der Pathologie und wird Grundlage der Bestrahlungsplanung.

5 Literatur

- 1 Büro für Technikfolgenabschätzung beim Deutschen Bundestag. Individualisierte Medizin und Gesundheitssystem. Arbeitsbericht Nr. 126, Juni 2008
- 2 Rössling I, Cyrus C, Dornheim L, Boehm A, Preim B: Efficient and Precise Distance Measures for Treatment Planning; Int J Comput Assist Radiol Surg. 2010 Apr 29. [Epub ahead of print]
- 3 American Joint Committee on Cancer. AJCC Cancer Staging Manual., 6th ed., New York: Springer; 2002
- 4 American Joint Committee on Cancer: Comparison Guide: Cancer Staging Manual Fifth versus Sixth Edition. <http://www.cancerstaging.org/products/ajccguide.pdf> . Accessed 31 March 2009
- 5 Fischer M, Strauß G, Gahr S, Richter I, Müller S, Burgert O, Dornheim J, Preim B, Dietz A, Boehm A.: Three-dimensional visualization for preoperative planning and evaluation in head and neck surgery, Laryngorhinotologie. 2009 Apr;88(4):229-33. Epub 2009 Apr 3.

Ein Framework zur Daten- und Kontextintegration für den modularen integrierten OP

Stefan Bohn¹, Dirk Lindner², Christian Petzold¹, Oliver Burgert¹

¹ Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS), Universität Leipzig, Germany

² Klinik für Neurochirurgie, Universitätsklinik Leipzig, Germany

Kontakt: stefan.bohn@medizin.uni-leipzig.de

Zusammenfassung:

Für die OP-Planung stehen dem Chirurgen heute verschiedene Informationssysteme zur Verfügung. Diese Anwendungen sind i.d.R. heterogen, so dass für die OP relevante Daten losgelöst in verschiedenen Systemen (KIS, RIS, PACS) mit jeweils eigenen Logins und Benutzerschnittstellen lagern. Die Übertragung der Planungsdaten in den OP ist heute nach wie vor von starken Medienbrüchen gekennzeichnet. In dieser Arbeit wird ein Framework vorgestellt, welches heterogene Softwareapplikationen und klinische Informationssysteme für die OP-Planung in einen einheitlichen Rahmen integriert und den Benutzer durch Single-Login und Automatisierung häufig wiederkehrender Aktionen unterstützt. Die OP-Planungsdaten werden in einer digitalen Planungsakte zusammengefasst, welche dem Chirurgen nahtlos elektronisch am integrierten OP-System zur Verfügung steht.

Schlüsselworte: OP-Planung, Kontextintegration, Digitaler OP

1 Problem

Der chirurgische Behandlungsprozess, bestehend aus OP-Planung, Eingriff und OP-Dokumentation, ist heute informationstechnologisch noch nicht einheitlich und durchgängig elektronisch gestaltet. Es existiert eine Vielzahl weit entwickelter Diagnose- und Planungswerkzeuge, klinischer IT-Systeme sowie verschiedene Systeme der computerassistierten Chirurgie (CAS). Diese in der Regel heterogenen Systeme erzeugen und verarbeiten große Mengen an Informationen für den chirurgischen Behandlungsprozess. Demgegenüber steht eine mangelnde IT-Infrastruktur, welche diese Systeme in geeigneter Weise integriert. Charakteristisch ist insbesondere, dass die vielfältigen Daten in verschiedenen IT-Systemen (KIS, RIS, PACS) voneinander losgelöst mit jeweils eigenen Logins, Benutzerschnittstellen und Bedienphilosophien lagern. Diese Systeme bilden den tatsächlich benötigten Arbeitsablauf für die OP-Planung insgesamt betrachtet nur sehr unzureichend ab. Die Übertragung der Planungsdaten in den OP und von dort zur Dokumentation erfolgt i.d.R. mit Wechseldatenträgern, Ausdrucken auf Papier und klassischen Röntgenfilm-Folien. Diese Medienbrüche führen neben dem logistischen Aspekt zu einer gesteigerten Fehleranfälligkeit für die Verwechslung von Patientendaten oder Inkonsistenzen in klinischen Informationssystemen, wenn bereits elektronisch vorliegende Daten immer wieder erneut von Hand in CAS-Systeme eingegeben werden müssen.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Frameworks, welches den Datenfluss ausgehend von der OP-Planung, über den Eingriff bis hin zur Dokumentation durchgängig elektronisch gestaltet. So soll mit Beginn der OP-Planung ein einheitlicher elektronischer Benutzer- und Patientenkontext realisiert werden, welcher alle relevanten Planungs- und IT-Systeme unter einem Single-Login-Mechanismus integriert und über alle Phasen der OP konsistent erhält. Die generierten Planungsdaten sollen nahtlos elektronisch in den OP an die jeweiligen CAS-Systeme übertragen werden und dem Kliniker dort im integrierten System zur Verfügung stehen.

2 Methoden

In der Regel besteht zwischen den klinischen Informationssystemen (KIS, RIS, PACS) bereits eine Datenintegration basierend auf HL7 und DICOM. Jedoch präsentieren sich diese Systeme dem Benutzer aufgrund ihrer heterogenen Natur und Erscheinung der Benutzerschnittstelle als voneinander losgelöst. Verfahren der integrierten Desktop-Sessions wurden bereits durch die Clinical Context Object Workgroup in HL7 definiert [1], so dass ein nur einmaliges Einloggen (Single-Sign-On) sowie die Synchronisation des gewählten Patienten zwischen den xIS-Applikationen (Single-Patient-Look-Up) realisiert wird. Bis heute ist HL7 CCOW bereits in einigen KIS/PACS Lösungen integriert, jedoch nicht umfassend im klinischen Alltag etabliert. Es existieren keine frei erhältlichen Toolkits zur Entwicklung CCOW-kompatibler Applikationen, was Implementierungen aufgrund des umfangreichen Standards komplex und zeitaufwändig macht [2]. Im vorgestellten Framework wurden die grundlegenden Prinzipien von HL7 CCOW (Single-Sign-On und Single-

Patient-Lockup) aufgegriffen, auf die bestehenden klinischen Fragestellungen und den Ansatz eines integrierten OP Systems angepasst und mit zusätzlichen Funktionalitäten ausgestattet.

OP-Datenbank

Das Framework realisiert einen elektronischen Datenaustausch zwischen Systemen der OP-Planung und der intraoperativen Anwendung im integrierten OP. Dafür wurde eine Datenbankumgebung geschaffen, welche die auszutauschenden Informationen konsistent speichert und für alle integrierten Applikationen zugänglich macht. Es wurden mehrere Anforderungen an das Datenbankmanagementsystem (DBMS) definiert und fünf Open Source Produkte für die Auswahl evaluiert: PostgreSQL, MySQL, MaxDB, Ingres und Firebird. Durch die Evaluation wurde PostgreSQL als für die Prototypimplementierung am besten geeignetes DBMS ausgewählt. Nach einer Analyse der zu erwartenden Daten wurde ein entsprechendes Datenbankschema erstellt. Die Datenbank speichert keine Daten, welche bereits in anderen Informationssystemen bestehen sondern nur Verknüpfungen darauf, sowie Daten welche gegenwärtig noch nicht durch andere Systeme zur Verfügung gestellt werden, z.B. Checklisten, Planungsnotizen, Screenshots, Benutzerprofile etc.

Planungswerkzeug: MetaPlan

Für die integrierte OP-Planung wurde die Applikation ‚MetaPlan‘ entwickelt, welche als übergeordneter grafischer und kontextueller Rahmen für den Planungsprozess dient. Der klinische Benutzer meldet sich mit einem Login in MetaPlan an, woraufhin dessen persönliches Benutzerprofil aus der OP-Datenbank geladen wird. Dieses Profil enthält (PGP verschlüsselt) die Zugangsdaten des Benutzers zu allen Planungsapplikationen und klinischen Informationssystemen, dessen Rolle, sowie Fachdisziplin-spezifische Listen der verwendeten Planungssoftwares und -systeme.

MetaPlan arbeitet als Sidebar am Bildschirmrand und ruft nach dem Login - entsprechend dem Nutzer und der Art des Eingriffs - die benötigten Planungs-Applikationen auf, loggt den Benutzer automatisch ein und ordnet die Fenster übersichtlich auf dem Bildschirm an (Abb. 1). Immer wiederkehrende Arbeitsabläufe und Funktionen (z.B. 1. OP-Plan aufrufen, 2. Patient in klinischem Informationssystem suchen und aufrufen, 3. selben Patient im PACS suchen und aufrufen, etc.), welche oft erst durch tief geschachtelte Menüs in den jeweiligen Applikationen erreicht werden können, werden durch das Framework flexibel modelliert, zentral in der OP-Datenbank gespeichert und in MetaPlan angezeigt. Der Benutzer kann beliebig einzelne Teilaufgaben des Workflows auswählen, welche dann durch MetaPlan vollautomatisiert innerhalb der Planungs- und Informationssysteme ausgeführt werden (z.B. „Im KIS gewählten Patienten im PACS aufrufen“). Die Automatisierung von Programmabläufen und der Zugriff auf Daten in den fremden Planungsapplikationen werden mit AutoIt [3], einem Script-System zur Applikationsautomatisierung, realisiert. Ein in dieser Arbeit entwickelter Skript- und Profilditor realisiert die zentrale Administration aller Skripte, Planungssoftwares und Benutzerprofile in der OP-Datenbank.

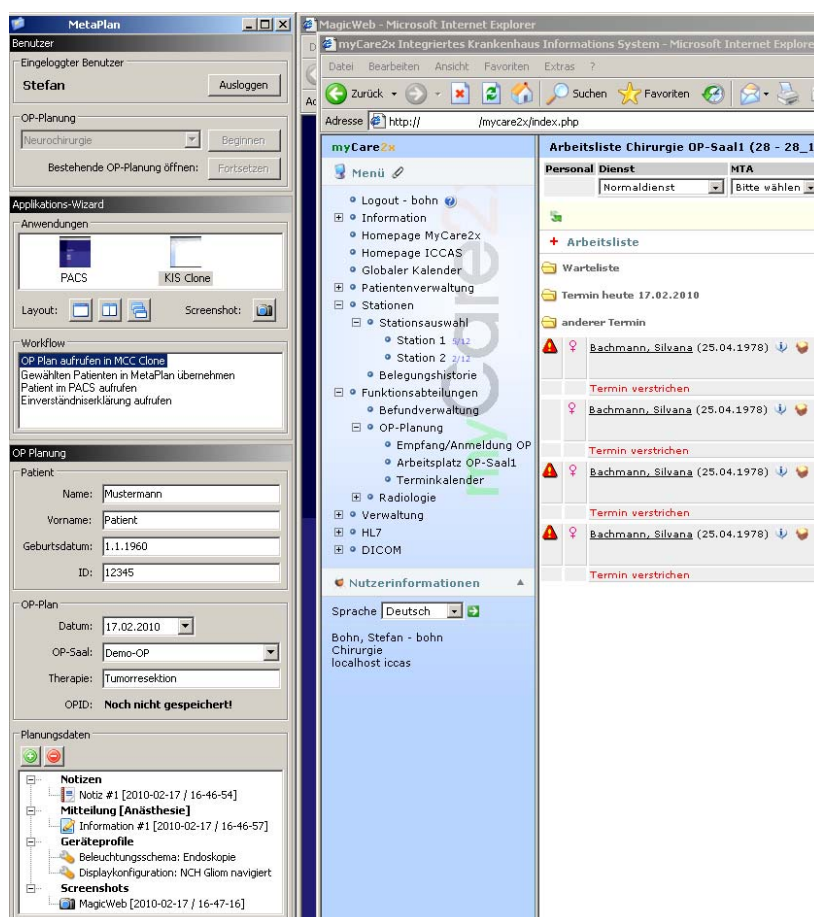


Abbildung 1: MetaPlan (Sidebar links) bildet den Kontext für die OP-Planung und automatisiert unterstützend den Zugriff auf Planungsanwendungen und -systeme (rechts). Es ermöglicht die Zusammenstellung einer digitalen Planungsakte mit relevanten Daten (links unten), Screenshots etc.

Es können jegliche Windows-basierte Planungssoftwares und xIS-Applikationen verwendet werden. Die eigentlichen Funktionalitäten der Applikationen werden dabei nicht verändert, sondern durch MetaPlan unter einen einheitlichen Rahmen gesetzt und der Benutzer durch die Automatisierung von Eingaben entsprechend des Planungsworkflows unterstützt. Darüber hinaus realisiert MetaPlan einige zusätzliche Funktionen. So können jederzeit Screenshots der eingebundenen Planungsapplikationen erstellt und optional mit Annotationen versehen werden. Weiterhin können Notizen, Zeichnungen, Nachrichten an die OP-Vorbereitung und Checklisten erstellt werden. Diese Planungsdaten und der elektronische Patientenkontext bilden eine digitale OP-Planungsakte welche abschließend in der OP-Datenbank gespeichert wird.

OP-Integrationsarchitektur

Am ICCAS Leipzig wurde ein auf offenen Standards basierendes OP-Integrations-framework entwickelt (Abb. 2), welches ein System verteilter Module (Hardware- und Software) in einer Service-orientierten Architektur realisiert [4]. Die Kommunikation zwischen den Modulen im Netzwerk basiert auf Standard-Protokollen für Session Management, Datenaustausch, Fernsteuerung, Zeitsynchronisierung sowie Systemüberwachung. Die Kernkomponenten der Integrationsarchitektur bilden das Rückrat des integrierten Systems und umfassen das zentrale Kontroll- und Überwachungsmodul (Network Component Controller), Logging, die OP-Datenbank, Schnittstellen zu klinischen Informationssystemen sowie die Benutzerschnittstellen zum Kliniker und dem technischen Administrator. MetaPlan bildet ein Modul in der Integrationsarchitektur, welches über die Netzwerkinfrastruktur mit der OP-Datenbank kommuniziert.

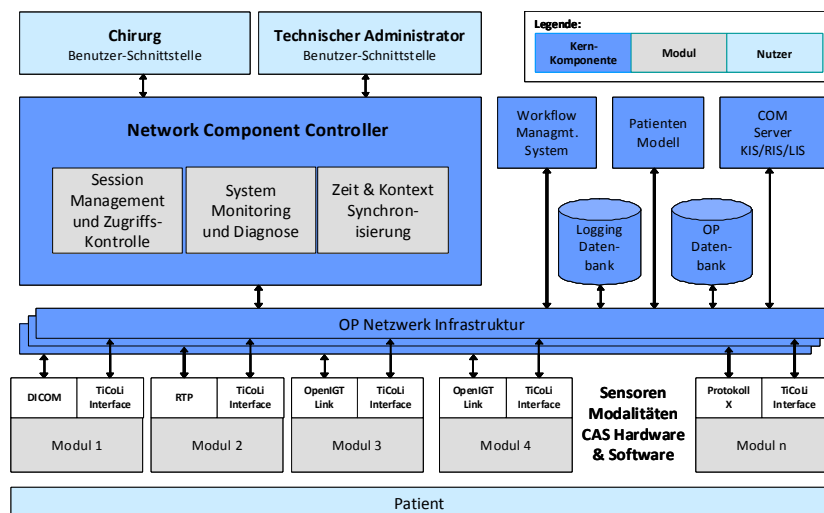


Abbildung 2: OP-Integrationsarchitektur des ICCAS Leipzig.

Die zentrale Steuereinheit im OP realisiert die Benutzerschnittstelle zum Chirurgen, bezieht die in der Planungsphase mit MetaPlan generierten digitalen OP-Planungsakten aus der OP-Datenbank und bereitet diese für die Darstellung auf. Daten welche intraoperativ erfasst oder generiert werden (z.B. Screenshots vom integrierten Videorouting- und Dokumentationssystem), werden automatisch mit dem aktuellen Patientenkontext verknüpft und in der OP-Datenbank gespeichert. Am Ende der OP erhält der Chirurg eine Übersicht aller erfassten Daten und kann diese für die OP Dokumentation und die Archivierung im PACS auswählen.

Die zentrale Steuereinheit im OP realisiert die Benutzerschnittstelle zum Chirurgen, bezieht die in der Planungsphase mit MetaPlan generierten digitalen OP-Planungsakten aus der OP-Datenbank und bereitet diese für die Darstellung auf. Daten welche intraoperativ erfasst oder generiert werden (z.B. Screenshots vom integrierten Videorouting- und Dokumentationssystem), werden automatisch mit dem aktuellen Patientenkontext verknüpft und in der OP-Datenbank gespeichert. Am Ende der OP erhält der Chirurg eine Übersicht aller erfassten Daten und kann diese für die OP Dokumentation und die Archivierung im PACS auswählen.

3 Ergebnisse

Das vorgestellte Framework realisiert eine Daten- und Kontextintegration zwischen OP-Planung und intraoperativer Anwendung im integrierten System.

Dem klinischen Nutzer steht mit MetaPlan ein Werkzeug zur Verfügung, welches bestehende Planungsanwendungen und klinischen Informationssysteme unter einem einheitlichen Rahmen vereint. Der Zugang zu den bestehenden Applikationen wird mittels Single-Login vereinfacht und der Nutzer im Planungsworkflow unterstützt, indem MetaPlan bei Bedarf häufig wiederkehrende Benutzerinteraktionen vollautomatisiert ausführt. Zusätzlich können verschiedene Daten (z.B. Screenshots, Notizen, Mitteilungen an OP-Vorbereitung, Checklisten) in die digitale OP-Planungsakte eingefügt werden, welche vorher auf Papier oder Wechseldatenträgern in den OP transportiert wurden.

Für den klinischen Anwender entsteht der Vorteil, dass sämtliche Daten, welche in der digitalen OP-Planungsakte zusammengefasst wurden unmittelbar und vollständig am chirurgischen Arbeitsplatz im integrierten OP-System zur Verfügung stehen (Abb. 3).



Abbildung 3: Präsentation der Planungsdaten an der zentralen Steuerkonsole im integrierten OP-System. Links: Anzeige aller geplanten Patienten am Tag, Mitte: Nachrichten des Chirurgen an die OP-Vorbereitung, Rechts: Zugriff auf alle Daten aus MetaPlan (Screenshots, Notizen, ..) sowie die Kontrollfunktionen des Videorouting-Systems.

Das vorgestellte Framework wurde in die modulare OP-Systemarchitektur des ICCAS eingearbeitet und ein Prototyp in einem Demonstrator OP realisiert (Abb. 4). Das Gesamtsystem realisiert so die Integration medizinischer Hard- und Softwarekomponenten auf den Ebenen Datenintegration, Funktionsintegration, Kontextintegration sowie Applikations- und Display-Integration.

Die vorgestellte OP-Integrationsarchitektur ist unabhängig von einer speziellen chirurgischen Disziplin und kann aufgrund des modularen Designs mit geringem Aufwand an spezielle klinische Anforderungen angepasst werden. Dies umfasst auch die verwendeten Planungsapplikationen und klinischen Informationssysteme in MetaPlan sowie die Planungsworkflows für die entsprechenden klinischen Fragestellungen.



Abbildung 4: Prototyp des integrierten OP-Systems im Demonstrator-OP.

4 Diskussion

Das vorgestellte Framework demonstriert in einer Prototypimplementierung erfolgreich einen durchgängig einheitlichen elektronischen Datenfluss - ausgehend von der OP-Planung hin zum Einsatz im integrierten OP-System. Alle relevanten Daten der OP-Planung können in einer digitalen Planungsakte verknüpft werden, welche unmittelbar im OP zur Verfügung steht. Gleichmaßen bewahrt das integrierte System den bereits in der Planung erstellten elektronischen Patientenkontext, welcher während der OP generierte Daten (z.B. Screenshots) automatisch mit den Patientendaten (ID, Name, Geb., ...) verknüpft, so dass diese konsistent in die Dokumentation und Archivierung eingehen.

Die bestehenden Planungsapplikationen und klinische Informationssysteme werden in ihrer Funktion und Benutzerschnittstelle nicht verändert, sondern der Zugriff darauf und deren Ausgaben unter MetaPlan vereinheitlicht und vereinfacht. Durch den flexibel definierbaren Planungsworkflow werden die vormalig heterogenen Einzelapplikationen funktionell in ein einheitliches Anwendungsschema integriert und der Zugriff auf häufig verwendete Funktionen deutlich beschleunigt. Das Framework kann aufgrund der flexiblen Struktur mit zentral administrierbaren Profilen, Planungsworkflows und Automatisierungs-Skripten leicht für verschiedene klinische Anwendungsszenarien angepasst werden.

5 Referenzen

- [1] <http://www.hl7.org/implement/standards/ccow.cfm>, Version vom 02.03.2010
- [2] BERGER R, BABA J (2007): "The realities of implementation of Clinical Context Object Workgroup (CCOW) standards for integration of vendor disparate clinical software in a large medical center". International Journal of Medical Informatics. Volume 78, Number 6, p. 386-390. June 2009.
- [3] <http://www.autoitscript.com>, Version vom 29.01.2010
- [4] BOHN S, MICHAEL G, FRANKE S, VORUGANTI A, BURGERT O (2009): "An integrated OR system based on open standards". The MIDAS Journal - Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions; 12th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI), London 2009.